

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 11-239571

(43) Date of publication of application : 07.09.1999

(51) Int.Cl.

A61B 5/055
G01R 33/28

(21) Application number : 10-244638

(71) Applicant : TOSHIBA CORP

(22) Date of filing : 31.08.1998

(72) Inventor : MIYAZAKI MITSUE

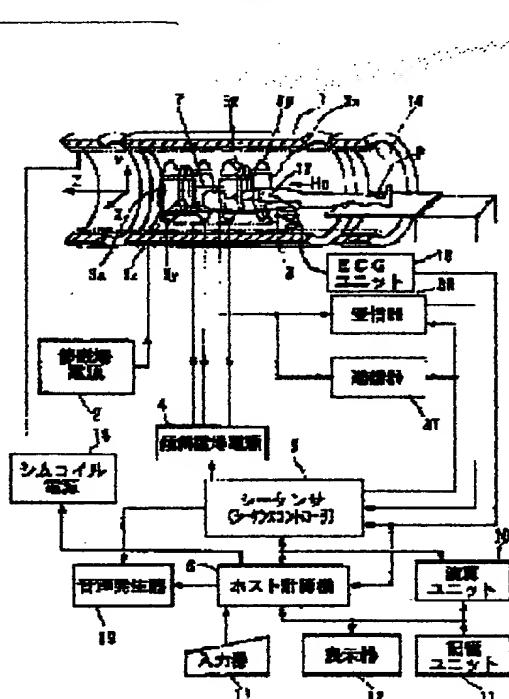
(30) Priority

Priority number : 09360999 Priority date : 26.12.1997 Priority country : JP

(54) MRI SYSTEM AND MR IMAGING METHOD**(57) Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To obtain a stable MR image with high extraction ability by previously and properly deciding the synchronization timing of an electrocardiogram synchronizing method through the execution of preparation magnetic resonance scanning as against each one of plural heartbeats.

SOLUTION: The electrocardiogram synchronization imaging scanning of the electrocardiogram synchronization timing in a previously set value is executed in a magnetic resonance imaging device. A host computer 6 executes preparation magnetic resonance scanning and imaging magnetic resonance scanning during the execution of a main program. Preparation magnetic resonance scanning is the one for executing preparation sequence in order to previously decide the synchronization timing to be a proper value, which is used in imaging magnetic resonance scanning afterward. Imaging magnetic resonance scanning is the one for executing sequence based on the electrocardiogram synchronizing method by the synchronization timing which is set by scanning for executing preparation sequence before that.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-239571

(43)公開日 平成11年(1999)9月7日

(51)Int.Cl.^o

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 1 2

G 0 1 R 33/28

3 8 2

G 0 1 N 24/02

Y

審査請求 未請求 請求項の数26 O.L (全 26 頁)

(21)出願番号

特願平10-244638

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区坂川町72番地

(72)発明者 宮崎 美津恵

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(74)代理人 弁理士 波多野 久 (外1名)

(22)出願日

平成10年(1998)8月31日

(31)優先権主張番号 特願平9-360999

(32)優先日 平9(1997)12月26日

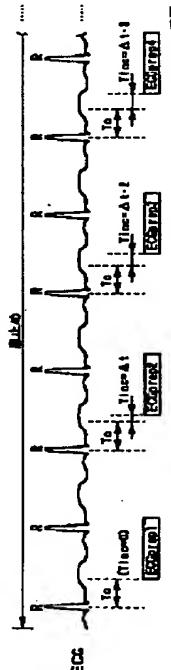
(33)優先権主張国 日本 (J P)

(54)【発明の名称】 MR I 装置およびMR撮像方法

(57)【要約】

【課題】心電同期法を併用して撮像するときの心電同期タイミングを事前に適切に設定し、安定した且つ高抽出能のMR像を提供する。

【解決手段】MR I 装置は、患者のECG信号を収集する手段と、ECG信号のR波の複数個それぞれに基づく相異なる同期時刻のそれぞれにて患者の撮像部位に準備用MRスキャンを実行して複数枚の画像のMR信号を収集する準備用スキャン手段とを備える。さらに、MR信号から複数枚の準備用画像を生成する手段と、その複数枚の準備用画像を使って心電同期法のための適切な同期時刻を特定する手段と、この特定された同期時刻に同期してイメージング用MRスキャンを実行する手段とを備える。準備用スキャン手段は、ECG信号のR波からの遅延時間を複数通りの時間値に変更し、その遅延時間それぞれの経過時に準備用MRスキャンを実行する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の所望の領域に対して心電同期法に拠るイメージング用MRスキャンを行うMRI装置において、

前記被検体の心時相を表す信号を収集する信号収集手段と、この信号の参照波の複数個それぞれに基づく相異なる同期時刻にて前記被検体の前記領域に対して準備用MRスキャンを複数回、実行してMR信号をそれぞれ収集する準備用スキャン手段と、このMR信号から前記複数の相異なる同期時刻に応じた複数枚の準備用画像を生成する準備用画像生成手段と、この複数枚の準備用画像の情報を前記イメージング用MRスキャンに反映させる準備情報反映手段とを備えたことを特徴とするMRI装置。

【請求項2】 請求項1記載の発明において、前記準備情報反映手段は、前記複数枚の準備用画像を表示する表示手段と、この表示された複数の準備用画像を目視観察したことに伴う前記心電同期法のための同期時刻の情報を手動で前記イメージング用MRスキャンに反映させる手動反映手段とを備えるMRI装置。

【請求項3】 請求項1記載の発明において、前記準備情報反映手段は、前記複数枚の準備用画像を表示する表示手段と、この表示された複数の準備用画像の所望位置を手動で指定する手動指定手段と、この指定位置における前記準備用画像のデータの強度に関する情報を自動的に演算する演算手段と、この演算手段の演算結果に基づいて前記複数の準備用画像の内の所望の準備用画像を自動的に選択する選択手段と、この選択された準備用画像が有する前記同期時刻を前記心電同期法のための同期時刻として自動的に前記イメージング用MRスキャンに反映させる自動反映手段とを備えるMRI装置。

【請求項4】 被検体の心時相を表す信号を収集する信号収集手段と、この信号の参照波の複数個それぞれに基づく相異なる同期時刻にて前記被検体の撮像対象を含む領域に対して準備用MRスキャンを複数回、実行してMR信号をそれぞれ収集する準備用スキャン手段と、このMR信号から前記複数の相異なる同期時刻に応じた複数枚の準備用画像を生成する準備用画像生成手段と、前記複数枚の準備用画像の情報に基づいて心電同期法のための所望の同期時刻を特定する同期時刻特定手段と、この特定された同期時刻に同期して前記被検体の前記領域に対するイメージング用MRスキャンを実行するイメージング用スキャン手段とを備えたことを特徴とするMRI装置。

【請求項5】 請求項4記載の発明において、前記信号収集手段は、前記心時相を表す信号として前記被検体のECG信号を収集する手段であるMRI装置。

【請求項6】 請求項5記載の発明において、前記準備用スキャン手段は、前記ECG信号に含まれる参照波としてのR波からの遅延時間を複数通りの時間値

に変更する変更手段と、変更された前記遅延時間それぞれの経過時を前記同期時刻として前記準備用MRスキャンを開始させるスキャン開始手段とを備えるMRI装置。

【請求項7】 請求項6記載の発明において、前記準備用スキャン手段がスキャン対象とする前記被検体の撮像対象は、原子核スピニの横緩和時間が短めの組織または血流であるMRI装置。

【請求項8】 請求項6記載の発明において、前記準備用MRスキャンおよび前記イメージング用MRスキャンは共に同一種類のパルスシーケンスを用いるMRスキャンであるMRI装置。

【請求項9】 請求項8記載の発明において、前記パルスシーケンスは高速SE法のパルスシーケンスまたはこの高速SE法を用いたパルスシーケンスであるMRI装置。

【請求項10】 請求項9記載の発明において、前記パルスシーケンスは1回のRF励起当たりのスキャン時間は約200msec以上であるMRI装置。

【請求項11】 請求項10記載の発明において、前記パルスシーケンスは、前記MR信号を周波数空間に配置してフーリエ変換することで実空間画像を再構成するフーリエ変換法に依存するシーケンスであって、前記周波数空間をその位相エンコード方向の所定量毎に分割して前記MR信号を配置するシーケンスであるMRI装置。

【請求項12】 請求項8記載の発明において、前記パルスシーケンスはセグメンテッド高速FE法のパルスシーケンスであるMRI装置。

【請求項13】 請求項12記載の発明において、前記セグメンテッド高速FE法のパルスシーケンスは、前記R波間において複数の相異なる時刻の各々毎に複数個のエコー信号を収集し、前記被検体の前記領域を通るシングルスライスに対応する複数の2次元k空間それぞれに同一時刻の前記エコー信号を配置するパルス列を有するMRI装置。

【請求項14】 請求項8記載の発明において、前記パルスシーケンスはEPI法のパルスシーケンスであるMRI装置。

【請求項15】 請求項8記載の発明において、前記準備用MRスキャンは2次元スキャンのパルスシーケンスを用い、且つ前記イメージング用MRスキャンは3次元スキャンのパルスシーケンスを用いるMRI装置。

【請求項16】 請求項4記載の発明において、前記準備用スキャン手段は、前記撮像対象の複数種それぞれの走行方向に対応させた位相エンコード方向で前記準備用MRスキャンを撮像対象別に実行する実行手段を有し、

前記準備用画像生成手段は、撮像対象別に、前記準備用

MRスキャンで収集した前記MR信号から前記複数枚分の準備用画像を生成する手段であり、前記同期時刻特定手段は、撮像対象別に、前記複数枚の準備用画像の情報に基づいて前記所望の同期時刻を特定する手段であり、

前記イメージング用スキャン手段は、前記撮像対象の複数種それぞれの走行方向に対応させた位相エンコード方向で且つ前記撮像対象別に特定した前記所望の同期時刻に同期して前記イメージング用MRスキャンを撮像対象別に実行する実行手段を有する、ことを特徴としたMRI装置。

【請求項17】 請求項16記載の発明において、前記複数種の撮像対象は、前記被検体の前記領域内を空間的に異なる方向に走行する複数種の血流であるMRI装置。

【請求項18】 請求項17記載の発明において、前記イメージング用スキャン手段は、前記イメージング用MRスキャンで収集されたエコー信号を撮像対象別に収集する収集手段と、その撮像対象別のエコー信号から前記領域の画像データを生成する生成手段とを備えるMRI装置。

【請求項19】 請求項18記載の発明において、前記生成手段は、前記エコー信号を撮像対象別に実空間画像のデータに再構成する手段と、この撮像対象別の再構成データを画素毎に合成する手段とを備えるMRI装置。

【請求項20】 請求項4記載の発明において、前記同期時刻特定手段は、前記複数枚の準備用画像をオペレータに提示するとともにオペレータが望む部位の指定を受けるインターフェース手段と、前記関心部位の前記エコー信号の強度に関するデータから前記所望の同期時刻を確定する確定手段とを備えるMRI装置。

【請求項21】 請求項20記載の発明において、前記同期時刻特定手段は、確定された前記所望の同期時刻を前記イメージング用MRスキャンのシーケンスに自動的に反映させる反映手段をさらに備えるMRI装置。

【請求項22】 請求項20記載の発明において、前記インターフェース手段は、前記複数枚の準備用画像それぞれに前記相異なる複数の同期時刻それを表す情報を各別に重畳させて表示する表示手段を備えたMRI装置。

【請求項23】 請求項20記載の発明において、前記インターフェース手段は、前記オペレータが望む部位をROIで指定を受けるROI指定手段を備える一方で、

前記確定手段は、前記ROIの部分の信号強度分布をその部分に対応する画素値から演算する手段と、その信号強度分布から所定のアルゴリズムで前記所望の同期時刻を決める手段とを備えたMRI装置。

【請求項24】 請求項4記載の発明において、

前記準備用スキャン手段は、前記準備用MRスキャンに供する位相エンコード方向を前記撮像対象の走行方向に合わせて設定する手段を有したことを特徴とするMRI装置。

【請求項25】 請求項4記載の発明において、前記準備用スキャン手段により前記準備用MRスキャンを実行している間は前記被検体に息止めの遂行を指令する息止め指令手段を備えたことを特徴とするMRI装置。

【請求項26】 被検体の心時相を表す信号に含まれる参照波の複数個それぞれからの遅延時間を変更しながら、その変更された前記遅延時間それぞれの経過時に前記被検体の撮像対象を含む領域に対して準備用MRスキャンを実行して準備用画像をそれぞれ生成し、この複数枚の準備用画像の情報に基づいて心電同期法のための所望の同期時刻を特定し、その同期時刻に同期して前記被検体の前記領域に対してイメージング用MRスキャンを実行することを特徴とするMR撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、被検体の磁気共鳴現象に基づいて被検体内部を画像化する磁気共鳴イメージングに関する。とくに、被検体の心時相を表す信号を使って心電同期法に基づく撮像を行うMRI(磁気共鳴イメージング)装置およびMR(磁気共鳴)撮像方法に関する。

【0002】

【従来の技術】 磁気共鳴イメージング(MRI)は、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピニをそのラモア周波数の高周波信号で磁気的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号から画像を再構成する撮像法である。

【0003】 この磁気共鳴イメージングによって、例えば肺野の血管や肝臓の血管(門脈)などを撮像する場合、血管像の信号値を上げてS/Nを良くすること、体動によるアーチファクトを低減することなどの種々の要求がある。

【0004】 このような要求がある中で、磁気共鳴イメージングとして種々のタイプの撮像法が使用されている。その1つは、超高速撮像法であるエコープラナーメージング(EPI)法で、この撮像法は1回のRF励起後に読み出し用傾斜磁場を高速に反転させることでMR信号を高速に収集するパルスシーケンスを用いる。このEPI法による撮像は、データ収集に要する時間が短いため、体動によるアーチファクトの入り込む余地が少ないという点で有利である。また別の撮像法は、高速SE(高速スピンドルエコー)法またはこれを応用した撮像法で、これは1回のRF励起(つまり1ショット)に伴う撮像時間(acquisition time)が1心拍に比較して長い撮像法である(例えば、撮像時間は300ms程度。撮

像マトリクスのサイズによっては600m/s程度)。この高速S E法による撮像法は、E P I法に比べて、撮像時間は比較的長くなるが、その反面、サセプタビリティに強く、また形態の歪みが少ないといった利点があるため、これを活用した撮像を行える。これらの撮像には、従来から一般に知られている心電同期法としてのE C Gゲート法を併用することもできる。

【0005】また、撮像対象が心臓系である場合には、1回のR F励起に伴う撮像時間が短いF E系のパルスシーケンスによる撮像も行われている。とくに、近年、セグメントedd (segmented) F F E法が多用されている。このセグメントedd F F E法の場合も、E C Gゲート法を併用して、セグメント毎の収集時相を合わせる手法が好適である。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した各種のパルスシーケンスにE C Gゲート法を併用して撮像する場合、以下のような未解決の課題が放置されていた。

【0007】つまり、心電同期のタイミングの適正化の問題がある。この心電同期に関しては、その同期タイミングの適正化などについて、従来、殆ど研究されていないのが実情であった。被検体の固体差や診断部位の違い(例えは心臓に近いか遠いかなど)、さらには使用するパルスシーケンスの種類に応じた、より適正な同期タイミングが存在する筈であるが、従来は、かかる同期タイミングについて具体的な研究および提案はなされていなかった。このため、仮に、上述した撮像法においてE C Gゲート法を併用しようとすると、操作者は経験に基づいて又は試行錯誤的に適当と思われる同期タイミングを与えることになる。しかし、その場合、フローボイド(flow void)現象などに因って、信号値が低くなり、検査者は意図した血流を的確に捕捉したM R A像を得ることができない等の事態を招くことがある。すなわち、E C Gゲート法を十分に活かし且つ対象を確実に捕捉した安定したイメージングを行っていることの保証はない。

【0008】このような状況下にあるので、例えば、2 m/s e cと比較的高速の大動脈流を画像化したい場合、心電同期の同期タイミングを適正に設定しないと上述したフローボイド現象などを起こして確実に画像化できない可能性大である。

【0009】本発明は、このような従来技術の現状を打破するためになされたもので、その目的の1つは、心電同期法を併用して撮像するときの心電同期タイミングを事前に最適に設定することができ、これにより、安定した且つ高描出能のM R像を提供することである。

【0010】また本発明の別の目的は、そのように心電同期タイミングの最適化を図る際、横緩和時間が短めの組織や血流の走行方向をも確実に描出し、その走行情報

を豊富化させることである。

【0011】さらに本発明の別の目的は、そのような心電同期タイミングの最適化の操作を極力、省力化(自動化)し、オペレータの操作上の手間や負荷を軽減することである。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成させるため、本発明のM R I装置は、その第1の態様によれば、被検体の心時相を表す信号を収集する信号収集手段と、この信号の参照波の複数個それぞれに基づく相異なる同期時刻にて前記被検体の前記領域に対して準備用M Rスキャンを複数回、実行してM R信号をそれぞれ収集する準備用スキャン手段と、このM R信号から前記複数の相異なる同期時刻に応じた複数枚の準備用画像を生成する準備用画像生成手段と、この複数枚の準備用画像の情報をイメージング用M Rスキャンに反映させる準備情報反映手段とを備える。

【0013】例えば、前記準備情報反映手段は、前記複数枚の準備用画像を表示する表示手段と、この表示された複数の準備用画像を目視観察したことに伴う前記心電同期法のための同期時刻の情報を手動で前記イメージング用M Rスキャンに反映させる手動反映手段とを備える。また、前記準備情報反映手段は、前記複数枚の準備用画像を表示する表示手段と、この表示された複数の準備用画像の所望位置を手動で指定する手動指定手段と、この指定位置における前記準備用画像のデータの強度に関する情報を自動的に演算する演算手段と、この演算手段の演算結果から前記複数の準備用画像の内の所望の準備用画像を自動的に選択する選択手段と、この選択された準備用画像が有する前記同期時刻を前記心電同期法のための同期時刻として自動的に前記イメージング用M Rスキャンに反映させる自動反映手段とを備える、ようにしてよい。

【0014】また、本発明のM R I装置の第2の態様によれば、被検体の心時相を表す信号を収集する信号収集手段と、この信号の参照波の複数個それぞれに基づく相異なる同期時刻にて前記被検体の撮像対象を含む領域に対して準備用M Rスキャンを複数回、実行してM R信号をそれぞれ収集する準備用スキャン手段と、このM R信号から前記複数の相異なる同期時刻に応じた複数枚の準備用画像を生成する準備用画像生成手段と、前記複数枚の準備用画像の情報に基づいて心電同期法のための所望の同期時刻を特定する同期時刻特定手段と、この特定された同期時刻に同期して前記被検体の前記領域に対するイメージング用M Rスキャンを実行するイメージング用スキャン手段とを備える。

【0015】この第2の態様に係る構成において、例えば、前記信号収集手段は、前記心時相を表す信号として前記被検体のE C G信号を収集する手段である。また、例えば、前記準備用スキャン手段は、前記E C G信号に

含まれる参照波としてのR波からの遅延時間を複数通りの時間値に変更する変更手段と、変更された前記遅延時間それぞれの経過時を前記同期時刻として前記準備用MRスキャンを開始させるスキャン開始手段とを備える。この準備用スキャン手段がスキャン対象とする前記被検体の撮像対象は、一例としては、原子核スピニの横緩和時間が短めの組織または血流である。

【0016】とくに、好適には、前記準備用MRスキャンおよび前記イメージング用MRスキャンは共に同一種類のパルスシーケンスを用いる。一例として、このパルスシーケンスは高速SE法のパルスシーケンスまたはこの高速SE法を用いたFASSE法などのパルスシーケンスである。このパルスシーケンスは、例えば、1回のRF励起当たりのスキャン時間は約200ms以上である。また、このパルスシーケンスは、例えば、前記MR信号を周波数空間に配置してフーリエ変換することで実空間画像を再構成するフーリエ変換法に依存するシーケンスであって、前記周波数空間をその位相エンコード方向の所定量毎に分割して前記MR信号を配置するシーケンスであってもよい。

【0017】また別の例として、前記パルスシーケンスはセグメントド高速FE法のパルスシーケンスである。このセグメントド高速FE法のパルスシーケンスは、例えば、前記R波間において複数の相異なる時刻の各々毎に複数個のエコー信号を収集し、前記被検体の前記領域を通るシングルスライスに対応する複数の2次元k空間それぞれに同一時刻の前記エコー信号を配置するパルス列を有する。

【0018】さらに別の例として、前記パルスシーケンスはEPI法のパルスシーケンスである。

【0019】さらに別の観点から、前記準備用MRスキャンは2次元スキャンのパルスシーケンスを用い、且つ前記イメージング用MRスキャンは3次元スキャンのパルスシーケンスを用いるようにしてもよい。

【0020】以上の構成によれば、心電同期法を併用して撮像するときの心電同期タイミングが事前に適切または最適に設定され、安定した且つ高描出能のMR像が提供される。

【0021】1つの例として、1回のRF励起に伴う撮像時間が1心拍に比較して比較的長いパルスシーケンスに拠るものであっても、複数の心拍それぞれに対して遅延時間をダイナミックに変えながら準備用MRスキャンが複数回行われる。具体的には、複数のR波それぞれからの遅延時間が種々調整される。この遅延時間の大小の程度を適宜に変えることで、R波出現直後の乱流的な流れの時間帯を回避し、かつ、比較的安定した流れの時間帯に合わせた複数通りの準備用MRスキャンを実施できる。このため比較的コントラストの良い、遅延時間の異なる複数枚の再構成画像が得られる。この画像の中から、大動脈などの撮像対象が最も良好に描出されている

画像を選択でき、その画像データ収集時の遅延時間を適切な又は最適な同期タイミングとして決することができる。

【0022】したがって、心電同期イメージング用MRスキャンを実施する際、撮像対象が例えば横緩和時間T₂が短めの血液であっても、その血液に対する適切な又は最適な同期タイミングが事前に設定されている。つまり、被検体自体の固体差、診断部位の相違、さらには診断する撮像対象の相違などがあっても、個々の被検体、診断部位、撮像対象に対して、同期タイミングがMR信号値の観点から常に所望の適切なタイミングに設定されている。このため、フローボイド現象などに因る信号値低下などの事態を低減または排除し、血流などの撮像対象からのエコー信号の強度を上げることができる。したがって、撮像対象を確実に捕捉した描出能の高い高品質のMR画像を得ることができる。

【0023】また別の例として、1回の励起に伴う撮像時間が比較的短いe.g. FFE法に心電同期法を併用して心臓などを撮像する場合も、その心電同期タイミングが事前に適切に設定されるので、撮像対象を確実に捕捉した高描出能のMR像が提供される。

【0024】さらに、本発明のMRI装置は、前記第2の構成において、前記準備用スキャン手段は、前記撮像対象の複数種それぞれの走行方向に対応させた位相エンコード方向で前記準備用MRスキャンを撮像対象別に実行する実行手段を有し、前記準備用画像生成手段は、撮像対象別に、前記準備用MRスキャンで収集した前記MR信号から前記複数枚分の準備用画像を生成する手段であり、前記同期時刻特定手段は、撮像対象別に、前記複数枚の準備用画像の情報に基づいて前記所望の同期時刻を特定する手段であり、前記イメージング用スキャン手段は、前記撮像対象の複数種それぞれの走行方向に対応させた位相エンコード方向で且つ前記撮像対象別に特定した前記所望の同期時刻に同期して前記イメージング用MRスキャンを撮像対象別に実行する実行手段を有することができる。

【0025】この複数種の撮像対象は、例えば、前記被検体の前記領域内を空間的に異なる方向に走行する複数種の血流である。また例えば、前記イメージング用スキャン手段は、前記イメージング用MRスキャンで収集されたエコー信号を撮像対象別に収集する収集手段と、その撮像対象別のエコー信号から前記領域の画像データを生成する生成手段とを備える。さらに例えば、前記生成手段は、前記エコー信号を撮像対象別に実空間画像のデータに再構成する手段と、この撮像対象別の再構成データを画素毎に合成する手段とを備える。

【0026】また、前述した第2の構成において、前記準備用スキャン手段は、前記準備用MRスキャンに供する位相エンコード方向を前記撮像対象の走行方向に合わせて設定する手段を有することもできる。

【0027】以上の構成により、準備用画像における画素値の位相エンコード方向のぼけと血流などの撮像対象の走行方向が一致するので、その走行方向が強調されたMR像となり、撮像対象の方向描出能が向上する。したがって、この準備用画像を使って心電同期タイミングを選択・設定するときの精度を格段に向上させることができる。加えて、イメージング用スキャン手段においても、その位相エンコード方向を撮像対象の走行方向に合わせるので、最終的に得られるMR像の方向描出能も向上する。

【0028】さらに、本発明のMRI装置は、前記第2の態様の構成において、前記準備用スキャン手段により前記準備用MRスキャンを実行している間は前記被検体に息止めの遂行を指令する息止め指令手段を備えることもできる。このように息止め法を併用することで、準備用MRスキャン中の被検体の体動が少なくなるので、この体動に起因したアーチファクトの発生を抑えたMR像を得ることができる。したがって、このMR像を使って心電同期タイミングを選択・設定するときの精度を格段に向上させることができる。

【0029】またさらに、本発明のMRI装置は、前記第2の態様の構成において、前記同期時刻特定手段を、前記複数枚の準備用画像をオペレータに提示するとともにオペレータが望む部位の指定を受けるインターフェース手段と、前記関心部位の前記エコー信号の強度に関するデータから前記所望の同期時刻を確定する確定手段とを備えるように構成してもよい。一例として、前記同期時刻特定手段は、確定された前記所望の同期時刻を前記イメージング用MRスキャンのシーケンスに自動的に反映させる反映手段をさらに備えることができる。また別の例として、前記インターフェース手段は、前記複数枚の準備用画像それぞれに前記相異なる複数の同期時刻それぞれを表す情報を各別に重疊させて表示する表示手段を備えていてもよい。さらに別の例として、前記インターフェース手段は、前記オペレータが望む部位をROIで指定を受けるROI指定手段を備える一方で、前記確定手段は、前記ROIの部分の信号強度分布をその部分に対応する画素値から演算する手段と、その信号強度分布から所定のアルゴリズムで前記所望の同期時刻を決める手段とを備えることもできる。

【0030】これにより、心電同期タイミングの設定上の操作が極力、省力化され、または自動化されるので、オペレータの操作上の手間や負荷が軽減される。

【0031】さらに、本発明のMR撮像方法によれば、被検体の心時相を表す信号に含まれる参照波の複数個それぞれからの遅延時間を変更しながら、その変更された前記遅延時間それぞれの経過時に前記被検体の撮像対象を含む領域に対して準備用MRスキャンを実行して準備用画像をそれぞれ生成し、この複数枚の準備用画像の情報に基づいて心電同期法のための所望の同期時刻を特定

し、その同期時刻に同期して前記被検体の前記領域に対してイメージング用MRスキャンを実行することを特徴とする。これにより、心電同期タイミングを適切に又は最適に設定できる。この同期タイミングに適するイメージング用MRスキャンを確実に実行して、撮像対象の描出能が最も高いMR像を確実かつ安定に得ることができる。

【0032】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る実施の形態を添付図面を参照して説明する。

【0033】第1の実施形態

第1の実施の形態を図1～図10を参照して説明する。

【0034】この実施形態にかかるMRI(磁気共鳴イメージング)装置の概略構成を図1に示す。

【0035】このMRI装置は、被検体としての患者Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、RF(高周波)信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、患者Pの心時相を表す信号としてのECG(心電図)信号を計測する心電計測部と、患者Pに息止めを指令する息止め指令部とを機能的に備えている。

【0036】静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊撃される円筒状の開口部(診断用空間)の長手軸方向(Z軸方向)に静磁場H₀を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

【0037】傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX、Y、Z軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組(種類)のx、y、zコイル3x～3zを備える。傾斜磁場部はさらに、x、y、zコイル3x～3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサの制御のもと、x、y、zコイル3x～3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

【0038】傾斜磁場電源4からx、y、zコイル3x～3zに供給されるパルス電流を制御することにより、3軸X、Y、Z方向の傾斜磁場を合成して、スライス方向傾斜磁場Gs、位相エンコード方向傾斜磁場GE、および読み出し方向(周波数エンコード方向)傾斜磁場GRの各方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読み出し方向の各傾斜磁場は、静磁場H₀に重畠される。

【0039】送受信部は、磁石1内の撮影空間にて患者Pの近傍に配設されるRF(高周波)コイル7と、この

R Fコイル7に接続された送信器8 T及び受信器8 Rとを備える。後述するシーケンサの制御のもと、この送信器8 Tは、磁気共鳴（NMR）を励起させるためのラーモア周波数のR F電流パルスをR Fコイル7に供給する一方、受信器8 Rは、R Fコイル7が受信したMR信号（高周波信号）を受信し、この受信信号に各種の信号処理を施して、対応するデジタルデータを形成するようになっている。

【0040】さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機6、演算ユニット10、記憶ユニット11、表示器12、および入力器13を備える。この内、ホスト計算機6は、記憶したソフトウエア手順により、シーケンサ5にパルスシーケンス情報を指令するとともに、シーケンサ5を含む装置全体の動作を統括する機能を有する。このホスト計算機6によるスキャン制御の一例は後述される。

【0041】このMR I装置は、予め設定した値の心電同期タイミングの心電同期イメージングスキャンを行うことを特徴としている。具体的には、ホスト計算機6はそのメインプログラムを実行する中で、図2に示す如く、準備用MRスキャンおよびイメージング用MRスキャンを行う。準備用MRスキャンは、その後のイメージング用MRスキャンで使用する同期タイミングを事前にかつ適切値に決めるための準備用シーケンスを実行するスキャンで、以下、「ECG-prepスキャン」と呼ぶこととする。イメージング用MRスキャンは、その前のECG-prepスキャンにより設定した同期タイミングで心電同期法に依るシーケンスを実行するスキャンであり、以下、単に「イメージングスキャン」と呼ぶ。ECG-prepスキャンの実行ルーチンの一例を図3に、心電同期イメージングスキャンの実行ルーチンの一例を図8にそれぞれに示す。なお、図2には示していない

いが、ECG-prepスキャンの前に位置決めスキャンが行われ、このスキャン結果に基づき撮像位置の位置決めがなされる。

【0042】シーケンサ5は、CPUおよびメモリを備えており、ホスト計算機6から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源4、送信器8 T、受信器8 Rの一連の動作を制御する。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源4、送信器8 Tおよび受信器8 Rを動作させるために必要な全ての情報であり、例えばx, y, zコイル3 x～3 zに印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。また、シーケンサ5は、受信器8 Rが出力するデジタルデータ（MR信号）を入力して、このデータを演算ユニット10に転送する。

【0043】このパルスシーケンスとしては、フーリエ変換法を適用できるものであれば、2次元（2D）スキャンまたは3次元（3D）スキャンであってもよい。また、パルス列の形態としては、SE（スピニエコー）法、FE（フィールド・グラジェントエコー）法、FSE（高速SE）法、EPI（エコープラナーイメージング）法、Fast asymmetric SE（FASE：FSE法にハーフフーリエ法を組み合わせた手法）法などを適用できる。

【0044】また、これらのパルスシーケンスで撮像を行うときの、1回のR F励起（つまり、1ショット）当たりの撮像時間は約200～1000 msec程度のオーダである。この範囲の撮像時間は、例えば1ショット-F ASE法（2Dまたは3D）を使用した場合、一例としては、以下のよう撮像パラメータを採用することで達成される。

【0045】

【外1】

(a). 1ショット当たりの撮像時間 = 200 msecの場合

位相エンコード方向のマトリクスサイズ : 64

エコー間隔 (ETS) : 5 msec

実効TE (TEeff) : 40 msec

(b). 1ショット当たりの撮像時間が300~400 msec程度の場合

位相エンコード方向のマトリクスサイズ : 128

エコー間隔 (ETS) : 5 msec

実効TE (TEeff) : 40 msec

(このパラメータの場合、撮像時間 = 360 msecになる。)

(c). 1ショット当たりの撮像時間が600~700 msec程度の場合

位相エンコード方向のマトリクスサイズ : 256

エコー間隔 (ETS) : 5 msec

実効TE (TEeff) : 40 msec

(このパラメータの場合、撮像時間 = 680 msecになる。)

(d). 1ショット当たりの撮像時間が1000 msec程度の場合 (その1)

位相エンコード方向のマトリクスサイズ : 256

エコー間隔 (ETS) : 8 msec

実効TE (TEeff) : 64 msec

(このパラメータの場合、撮像時間 = 1088 msecになる。)

(e). 1ショット当たりの撮像時間が1000 msec程度の場合 (その2)

位相エンコード方向のマトリクスサイズ : 512

エコー間隔 (ETS) : 4 msec

実効TE (TEeff) : 64 msec

(このパラメータの場合、撮像時間 = 1088 msecになる。)

【0046】また、演算ユニット10は、受信器8Rからシーケンサ5を介して送られてくるMR信号のデジタルデータを入力してフーリエ空間 (k空間または周波数空間とも呼ばれる)への原データ(生データとも呼ばれる)の配置、および、原データを実空間画像に再構成するための2次元または3次元のフーリエ変換処理を行う一方で、画像データの合成処理を行うようになっている。なお、フーリエ変換処理はホスト計算機6に担当させててもよい。

【0047】この画像データの合成処理の好適な一例は、複数フレームの再構成画像データを対応画素毎に加算する処理、または、複数フレームの再構成画像データ間の対応するピクセル毎に最大値を選択する最大値投影(MIP)処理である。なお、加算処理には、単純加算処理、加算平均処理、重み付け加算処理などが含まれる。また、この合成処理の別の例として、フーリエ空間上で複数フレームの軸の整合をとつて原データのまま1フレームの原データに合成するようにしてもよい。

【0048】記憶ユニット11は、原データおよび再構成画像データのみならず、上述の合成処理が施された画

像データを保管することができる。表示器12は画像を表示する。また入力器13を介して、術者が希望する同期タイミング選択用のパラメータ情報、スキャン条件、パルスシーケンス、画像合成法などの情報をホスト計算機6に入力できるようになっている。

【0049】また、息止め指令部として音声発生器19を備えている。この音声発生器19は、ホスト計算機6から指令があったときに、息止め開始および息止め終了の例えればメッセージを音声として発することができる。

【0050】さらに、心電計測部は、患者Pの体表に付着させてECG信号を電気信号として検出するECGセンサ17と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機6およびシーケンサ5に出力するECGユニット18とを備える。この心電計測部による計測信号は、ECG-prepスキャンと心電同期イメージングスキャンを実行するときにホスト計算機6およびシーケンサ5により用いられる。これにより、心電同期法の同期タイミングを適切に設定でき、この設定した同期タイミングに拠る心電同期イメージングスキャンを行つてMR原(生)データを収集できるよう

になっている。

【0051】次に、同期タイミングを事前設定するための処理を、図3～図6を参照して説明する。

【0052】ホスト計算機6は、図示しない所定のメインプログラムを実行している中で、入力器13からの指令に応答して、図3に示すECG-prepスキャンの実行ルーチンを開始する。

【0053】最初に、ホスト計算機6は、ECG-prepスキャンを実行するスキャン条件およびパラメータ情報を入力器13から読み込む（同図ステップS1）。スキャン条件には、スキャンの種類、パルスシーケンスの種類、位相エンコード方向などが含まれる。パラメータ情報には、心電同期タイミングを決めるための初期時間 T_o （ここでは、ECG信号中のR波のピーク値からの遅延時間）、時間増分の刻み幅 Δt 、回数カウンタCNTの上限値などが含まれ、これらのパラメータは操作者により任意に設定できる。

【0054】次いで、ホスト計算機6は、シーケンスの実行回数をカウントする回数カウンタCNT、同期タイミングを決めるための時間の増分パラメータ T_{inc} 、および遅延時間TDLをクリヤする（ $CNT = 0$, $T_{inc} = 0$, $TDL = 0$ ：ステップS2）。この後、ホスト計算機6は音声発生器19にメッセージデータを送出して、例えば「息を止めて下さい」といった息止め指令を患者Pに対して行わせる（ステップS3）。この息止めは、ECG-prepスキャン実行中の患者の体動を抑制する上で実施する方が好ましいが、場合によっては、息止めを実施しない状態でECG-prepスキャンを実行するようにしてもよい。

【0055】このように準備が整うと、ホスト計算機6はステップS4以降の処理を順次実行する。これにより、心電同期タイミングを変更しながらのスキャン実行に移行する。

【0056】具体的には、R波のピーク到達時間からの遅延時間TDLが、 $TDL = T_o + T_{inc}$ により演算される（ステップS4）。次いで、ECGユニット18で信号処理されたECG信号が読み込まれ、その信号中のR波のピーク値が出現したか否かが判断される（ステップS5）。この判断処理はR波出現まで繰り返される。R波が出現すると（ステップS5, YES）、ステップS4で演算したその時点の遅延時間TDLがR波ピーク時間から経過したかどうかが統いて判断される（ステップS6）。この判断処理も遅延時間TDLが経過するまで続けられる。

【0057】R波のピーク時刻から遅延時間TDLが経過すると（ステップS6, YES）、各回のスキャンのパルスシーケンスの開始をシーケンサ5に指令する（ステップS7：図4参照）。このパルスシーケンスは、その種類としては、後述するイメージング用のパルスシーケンスと一緒に設定するのが望ましい。ただし、このEC

CG-prepスキャンの目的は、撮像対象の信号強度が最高になる心電同期用の遅延時間を設定することであるから、心電同期イメージングスキャンを3次元で行う場合であっても、このECG-prepスキャンは、撮像対象を含んでさえすれば2次元で行えばよい。この2次元スキャンにより全体の撮像時間を最小限に止めることができる。心電同期イメージングスキャンが2次元の場合は、ECG-prepスキャンは2次元スキャンでよく、またイメージングスキャンよりも多少、空間分解能（マトリクスサイズなど）を下げてもよい。

【0058】このECG-prepスキャンとして、高速SE法とハーフフリエ法とを組み合わせた2次元FASE（2D-FASE）法が使用される。勿論、このスキャン法の代わりに、通常のSE法、高速SE法、EPI法、FE法、セグメンテッドFFE法など、各種の2次元スキャン法を採用することもできる。

【0059】このシーケンス開始指令に応答し、シーケンサ5は操作者から指令された種類のパルスシーケンスの実行を開始するので、患者Pの所望部位の断面が2次元スキャンされる。

【0060】上記シーケンス実行開始の指令後、回数カウンタ $CNT = CNT + 1$ の演算が行われ（ステップS8）、さらに、時間の増分パラメータ $T_{inc} = \Delta T \cdot CNT$ の演算が行われる（ステップS9）。これにより、パルスシーケンスの実行を指令した各回毎に回数カウンタCNTのカウント値が1ずつ増加し、また同期タイミングを調整する増分パラメータ T_{inc} がそのカウント値に比例して増加する。

【0061】次いで、各回のパルスシーケンスの実行に必要な予め定めた所定期間（例えば後述する撮像条件では 700 msec 程度）が経過するまで、そのまま待機する（ステップS10）。さらに回数カウンタ $CNT =$ 予め定めた上限値になったか否かを判断する（ステップS11）。同期タイミングを最適化するために、遅延時間TDLを各種の時間値に変更しながら、例えば5枚の2次元像を撮影する場合、回数カウンタ $CNT = 5$ に設定される。回数カウンタ $CNT =$ 上限値に到達していない場合（ステップS11, NO）、ステップS4の処理に戻って上述した処理が繰り返される。反対に、回数カウンタ $CNT =$ 上限値に到達した場合（ステップS11, YES）、息止め解除の指令が音声発生器19に出され（ステップS12）、その後の処理はメインプログラムに戻される。息止め解除の音声メッセージは例えば「息をして結構です」である。

【0062】上述の処理を順次実行すると、一例として、図4に示すタイミングで準備用のパルスシーケンスが各回毎に実行される。例えば、初期時間 $T_o = 300\text{ msec}$ 、時間刻み $\Delta T = 100\text{ msec}$ を指令していたとすると、第1回目のシーケンスに対する遅延時間 $TDL = 300\text{ msec}$ 、第2回目のそれに対する遅延時間

$TDL = 400 \text{ msec}$ 、第3回目のそれに対する遅延時間 $TDL = 500 \text{ msec}$ 、…といった具合に同期タイミングを決する遅延時間 TDL が調整される。このため、息止め指令後の最初の R 波がピーク値に達すると、その到達時刻から遅延時間 $TDL (= T_0)$ 後に、例えば 2D-FASE 法に基づく第1回目のスキャン ECG prep 1 が所定時間（約 700 msec）継続し、エコー信号が収集される。このシーケンス継続中に次の R 波が出現した場合でも、図 3 のステップ S 10 の待機処理があるので、この R 波出現には何等関与されずに、シーケンスは続けられる。つまり、ある心拍に同期して開始されたシーケンスの実行処理は次の心拍にまたがって続けられ、エコー信号が収集される。

【0063】そして、回数カウンタ CNT が所定値に到達していない場合、図 3 のステップ S 5～ステップ S 11 の処理が再び実行される。このため、図 4 の例では、3 番目の R 波が出現してピーク値に達すると、この到達時点から遅延時間 $TDL = T_0 + T_{inc} = 400 \text{ msec}$ が経過した時点で、第2回目のスキャン ECG prep 2 が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。このスキャンが終わって次の R 波が出現すると、遅延時間 $TDL = T_0 + 2 \cdot T_{inc} = 500 \text{ msec}$ が経過すると、第3回目のスキャン ECG prep 3 が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。さらに、このスキャンが終わって次の R 波が出現すると、遅延時間 $TDL = T_0 + 3 \cdot T_{inc} = 600 \text{ msec}$ が経過すると、第4回目のスキャン ECF prep 3 が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。このスキャンが所望回数、例えば 5 回続き、合計 5 フレーム（枚）の同一断面のエコーデータが収集される。

【0064】各フレームのエコーデータは順次、シーケンサ 5 を経由して演算ユニット 10 に送られる。演算ユニット 10 は周波数空間のエコーデータを 2 次元フーリエ変換法により実空間の画像に再構成する。この再構成画像は MRA 像データとして記憶ユニット 11 に記憶される。ホスト計算機 6 は、例えば入力器 13 からの操作信号に応答して、この MRA 像を順次、シネ（CINE）表示する。

【0065】このように、ダイナミックに心電同期の遅延時間（同期タイミング）が変更された複数枚の MRA 像の表示例を図 5 (a)～(e) に示す。これらの図は実際の画像写真を模写したもので、2D-FASE 法（実効 TE (TE_{eff}) = 40 msec, エコー間隔 (ET_S) = 5 msec, ショット数 = 1, スライス厚 (ST) = 40 mm, スライス枚数 (NS) = 1, 加算枚数 (NAQ) = 1, マトリクスサイズ = 256×256 , FOV = $40 \times 40 \text{ cm}$, 実際のスキャン時間 = 700 msec 程度）、かつ、位相エンコード方向 = 図の上下方向（体軸方向）に設定して実験した肺野の画像写真を模式的に表している。この画像で目的としているエンティティとし

ての血流は下行大動脈である。同図において遅延時間 TDL はそれぞれ、(a) で $TDL = 300 \text{ msec}$, (b) で $TDL = 400 \text{ msec}$, (c) で $TDL = 500 \text{ msec}$, (d) で $TDL = 600 \text{ msec}$, (e) で $TDL = 700 \text{ msec}$ 、となっている。

【0066】これらのシネ表示像を目視観察すれば、大動脈流からのエコー信号が最も強く表れ、かつ大動脈全体が明瞭なのは、同図 (e) の MRA 像である。ほかの (a)～(d) の MRA 像の場合、(e) に比べて、大動脈流の写っている範囲が極く一部または短い範囲であって、拍動に伴う血流の速度が速いなどの要因から、エコー信号の強度が相対的に低く、フローボイド現象に近い状態になっている。つまり、肺野において大動脈流の MRA 像を得る場合、この実験の場合には、同図 (e) の状態、すなわち遅延時間 $TDL = 700 \text{ msec}$ が最適となる。これにより、心電同期の同期タイミングは、R 波のピーク到達時刻から遅延時間 $TDL = 700 \text{ msec}$ 後の時刻ということが判明する。

【0067】したがって、操作者は、このように遅延時間 TDL をダイナミックに変えて撮像した複数枚の MRA 像から最適な画像、すなわち最適な遅延時間 TDL を目視判定で決し、この遅延時間のパラメータを引き続き行うイメージングスキャンに手動で反映させる処理を行う。なお、ここでの「最適な」の用語は、同期タイミングの与えられた設定法の条件下で「最も適切と思われる」を意味する。

【0068】さらに、上述した ECG - prep スキャンにおいて、位相エンコード方向を大動脈流の走行方向に沿った方向（体軸方向）に意図的に設定している。これにより、位相エンコード方向をそれ以外の方向に設定した場合に比べて、大動脈流の走行方向情報（方向性）を欠落または落とさずに、より明瞭に撮像することができ、その描出能に優れている。この理由を以下に述べる。

【0069】一般に、肺血管や肝臓の血管（門脈）に代表される血流は T_2 時間が若干短い ($T_2 = 100 \sim 200 \text{ msec}$) ことが知られている。この T_2 時間の短めの血流は、 T_2 時間が長い CSF や関節液 ($T_2 > 200 \text{ msec}$) に比べて、信号の半値幅が広がることが分かっている。このことは、例えば、文献「R. Todd Constable and John C. Gore, "The loss of small objects in Variable TE imaging: Implications for FSE, RARE, and EPI", Magnetic Resonance in Medicine 28, 9-24, 1992」に示されている。同文献によると、 T_2 時間の異なる物質に対する信号値の広がりは、図 6 に示すように、“point spread function” によって表される。同図のグラフは、静磁場 = 1.5 T, $TE_{eff} = 240 \text{ msec}$, エコー間隔 (ET_S) = 12 msec のときのもので、横軸が位相エンコード方向の画像上の画素数を表し、縦軸が任意単位の信号強度である。これによると、

$T_2 = 2000 \text{ ms}$ の C S F や関節液に比べて、 $T_2 = 200 \text{ ms}$ の血液（動脈）はその半値幅が広がっている。これは、 $T_2 = 200 \text{ ms}$ の血液（動脈）は C S F や関節液よりも、見掛け上、位相エンコード方向の幅が伸びているのと等価であると言える。したがって、 $T_2 = 200 \text{ ms}$ の血液（動脈）は、C S F や関節液に比べて、画像全体が位相エンコード方向に余計にぼけることを示している。

【0070】そこで、位相エンコード方向を血流方向に設定することで、 T_2 時間が短い血液の位相エンコード方向の信号値のピクセル上の広がり（ぼけ）の度合いが、 T_2 時間が長いものよりも大きいことを積極的に利用でき、血流方向が強調されるのである。したがって、上述したように、心電同期のための最適な（適切な）M R A像（すなわち最適な（適切な）遅延時間）を選択するときに、その選択がより容易化される。

【0071】次に、この実施形態の心電同期イメージングスキャンの動作を図7～図10を参照して説明する。

【0072】ホスト計算機6は、入力器13からの操作情報に応答して図7に示す処理を実行する。

【0073】これを詳述すると、ホスト計算機6は、前述した E C G - p r e p スキャンを通して操作者が決めた最適な（適切な）遅延時間 T D L を入力器13を介して入力する（ステップS20）。次いで、ホスト計算機6は操作者が入力器13から指定したスキャン条件（画像サイズ、スキャン回数、スキャン間の待機時間、スキャン部位に応じたパルスシーケンスなど）および画像合成処理法の情報（再構成画像での合成か周波数空間での合成か、加算処理か最大値投影（M I P）処理かなど。加算処理の場合には、単純加算、加算平均処理、重み付け加算処理のいずれかなど）を入力し、それらの情報を制御情報に処理し、その制御情報をシーケンサ5および演算ユニット10に出力する（ステップS21）。

【0074】なお、ホスト計算機6は、このステップS21の処理において、画像合成を達成するためのスキャン回数（すなわち同一撮像部位に何枚の画像を撮像するか）に応じて、自動的に位相エンコード方向の変更角度を演算し、スキャン毎の位相エンコード方向の角度変更情報をパルスシーケンスに組み込んでシーケンサ5に送るようになっている。この角度変更情報は例えば、画像合成を行う画像枚数が2枚の場合、1回目のスキャンが終わって2回目のスキャンを実行するときに、位相エンコード方向を1回目のそれから 90° 変える、というものである。

【0075】次いで、スキャン前の準備完了の指示があったと判断できると（ステップS22）、ステップS23で息止め開始の指令を音声発生器19に出力する（ステップS23）。これにより、音声発生器19は、E C G - p r e p スキャン時と同じく「息を止めて下さい」といった内容の音声メッセージを発するから、これを聞

いた患者は息を止めることになる（図9参照）。

【0076】この息止め開始を指令した後、ホスト計算機6は所定の調整時間 T s p （例えば1秒）の間そのまま待機し、患者が完全に息止め状態に移行したタイミングを見計らう（ステップS24）。

【0077】この調整時間の待機が完了すると、ホスト計算機6は E C G 信号に関する処理を順次実行する（ステップS25～S27）。まず、ECG信号を入力し、その信号にR波のピーク値が出現するまで E C G 信号を監視しながら待機する。R波が出現し、そのピークに達すると、そのピーク到達時刻からステップS20で読み込んだ遅延時間 T D L だけ待機する処理を行う（ステップS27）。この遅延時間 T D L の値は、前述したように E C G - p r e p の事前スキャンにより対象とする血流や組織を撮像する上で最もエコー信号の強度が高くなり、撮像対象の描出能に優れる値に最適化されている。

【0078】なお、息止め指令から最初のR波出現までの調整時間 T s p' は、上述した値 T s p に、この時間 T s p 経過後からR波出現までの任意時間 β を加えた値になる。

【0079】この最適な遅延時間 T D L が経過した時点が心電同期タイミングであるとして、ホスト計算機6はシーケンサ5にスキャンの開始を指令する（ステップS28）。この指令を受けたシーケンサ5は、既に送られて記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器8Tおよび傾斜磁場電源4を駆動し、イメージングスキャンを実行する。このスキャン処理の一例を図8に、そのタイミングを図9にそれぞれ示す。

【0080】図8に示す処理例はスキャンの回数が2回であって、後述する画像合成処理は2枚の再構成画像を相互に加算処理するものである。このスキャン制御例を説明する。

【0081】シーケンサ5は通常、ホスト計算機6からイメージングスキャンの開始指令が送られてきたか否かを判断しながら待機している（ステップS28-1）。スキャンが指令されると、シーケンサ5は、指令されている位相エンコード方向に基づく1回目のスキャンを実行する（ステップS28-2）。この1回目のスキャンの場合、例えば2D-F A S E 法が選択され、また位相エンコード方向がZ軸方向に、読出し方向（周波数エンコード方向）がX軸方向に各々設定されている（図9参照）。この結果、例えば、肺野のスキャンに伴う1フレーム分のMR原データ（生データ）が収集される。

【0082】このとき2D-F A S E 法によって患者Pから発生したエコー信号は、R F コイル7で受信され、受信器8Rに送られる。受信器8Rではエコー信号に各種の前処理が施され、デジタル量に変換される。このデジタル量のエコーデータは演算ユニット10に送られ、内蔵メモリに拠る例えば2次元 k 空間に配置される。この k 空間上のエコーデータの組は適宜なタイミングで例

えば2次元フーリエ変換して実空間断層像に変換される。この再構成画像データは記憶ユニット11に一時的に格納されて2回目のスキャンを待つ。

【0083】シーケンサ5は1回目のスキャン指令後、そのスキャンが完了したか否かを判断しながら待機している(ステップS28-3)。

【0084】この後、シーケンサ5は2回目のスキャンまで所定時間Twの間待機する(ステップS28-4)。この待機時間Twは、1回目のスキャンに拵る原子核スピニの挙動が励起パルス印加前の定常状態まで戻るまで待つことを意図したものである。これにより、2回目のスキャン時の原子核スピニの挙動が1回目のそれに殆ど影響されないから、Tw緩和時間の多少の影響が少なくなり、2回のスキャンに伴うエコーデータのばらつきが少なくなる。この待機時間Twとしては、例えば6秒程度のオーダである。なお、術者が入力器13をして待機時間Twの長短を調節するようにすることも、望ましい態様の1つである。

【0085】この待機時間Twが経過すると、シーケンサ5はECG信号を入力し、その中のR波ピークの出現を待つ(ステップS28-5, 6)。このため、実際の待機時間Tw'は指定待機時間Twに、この時間Tw経過からR波出現までの任意時間βを加えた値になる。R波が出現すると、再び、最適化された遅延時間TDLの間は待機状態となる(ステップS28-7)。

【0086】この遅延時間TDL経過後に、シーケンサ5は2回目のスキャンを1回目と同じスタイルについて同様に実行する(ステップS28-8)。ただし、このときの位相エンコード方向は、予め設定されている角度だけ変更されてスキャンが実施される。例えば、1回目の位相エンコード方向から90°ずれた方向に、2回目のスキャン時の位相エンコード方向が設定されている。一例として、位相エンコード方向がX軸方向に、読み出し方向(周波数エンコード方向)がY軸方向に各々変更される。このエンコード状態で2回目のスキャンが実施される(図9参照)、収集されたエコー信号の処理は1回のときと同じである。

【0087】そして、シーケンサ5は2回目のスキャン完了が判断できると、スキャン完了の通知をホスト計算機6に対して行う(ステップS28-9, 10)。

【0088】図7のステップS29において待機していたホスト計算機6は、シーケンサ5からのスキャン完了通知を受ける。これにより、ホスト計算機6は息止め解除の指令を音声発生器19に出力する(ステップS30)。このため、音声発生器19は、例えば「息をして結構です」といった音声メッセージを患者に向けて発し、息止め期間が終わる(図9参照)。

【0089】この一連のデータ収集処理が終わると、ホスト計算機6は、演算ユニット10に対して記憶ユニット11に一次格納されている2回のスキャンに拵る再構

成画像A, Bの合成処理および表示を指令する(ステップS31)。この合成処理の方法は前記ステップS21の入力処理で認識できているから、その方法で画像合成を行って1枚の合成画像Cを生成する。合成処理法としては、いまの場合、2枚の画像A, Bを画素値毎に加算する加算処理や、2枚の画像A, Bの最大値投影処理が使用できる。加算処理の場合、単純加算、加算平均、重み付け加算のいずれかの方法が指令されているので、その方法に沿って行う。この結果、図9に模式的に示す如く、2枚の再構成されたMR A画像A, Bから合成画像Cが得られる。

【0090】このように本実施形態によれば、心電同期イメージングスキャンを行うときの同期タイミング(上述した遅延時間TDL)が複数の心拍を利用して適切に設定されるので、血流などの撮像対象が発生するエコー信号が最も高くなる状態でイメージングスキャンが実施される。血流速度が相対的に遅かったり、フローボイド現象に因ってエコー信号の強度が相対的に低下または殆ど零となる状態を確実に回避できる。最適化された同期タイミングで安定した、高描出能のMR A像を提供することができる。また高速SE系のパルスシーケンスを使用すると、サスセプタビリティや形態の歪みの点での優位性も当然に享受することができる。

【0091】これを従来の心電同期法と比較する。従来のように、心電図波形の例えばR波のピーク時間から常に一定の遅延時間経過後に、イメージングシーケンスを実行する場合、R波出現の直後に発生する乱流的な血流時間帯を回避し、血流状態が比較的安定している時間帯を選択してスキャンできる。これにより、乱流的な血流の影響を排除でき、安定した血流状態でのエコー信号を周波数空間の位相エンコード方向の中心域に配置して、再構成した画像のコントラストを高めることはできる。

【0092】しかし、一定の遅延時間がいつも妥当とは限らず、例えば、心電同期法を使って横緩和時間が短めの組織や血流などを撮像する場合でも、被検体の固体差や撮像部位の違い、さらにはパルスシーケンスの種類に応じて適正な同期タイミングが存在する筈である。この同期タイミングに過不足があると、心筋から駆出された血液の流れが未だ撮像部位まで十分には到達していないかたり、その反対に駆出血液の流れが既に撮像部位を抜けてしまい、エコー信号が生じないフローボイド(flow void)現象が発生してしまう。

【0093】このような撮像時間の比較的長いSE系のシーケンスと心電同期法を併用して横緩和時間が短めの組織や血流などを撮像する場合、エコー信号値が最強になる同期タイミングの最適化を考慮した手法が従来では知られていないかったが、本発明により、そのような事態を解消できる。1回の励起に伴う撮像時間が長いため、1心拍内で同期タイミング(時相)変えて複数回スキャンすることは実際上困難であるが、本発明のように複数

心拍にわたってECG-prepスキャンを考え、その内の複数のR波に別々の同期タイミングを割り当てることで、ダイナミックに同期タイミングを変えてスキャンできる。この結果、同期タイミングの相違を反映し、比較的コントラストの良い、しかも、R波出現直後の乱流発生の影響を回避した準備用MR A像が複数枚得られる。この画像を用いて同期タイミングを事前に最適に（適切に）設定でき、したがって上述した各種の効果を享受することができる。

【0094】また、このように同期タイミングが予め最適化されるから、撮像のやり直しを行う必要も殆ど無くなり、操作者の操作上の負担も軽減するとともに、患者スループットの向上も可能になり、さらに患者の負担も軽減または抑制される。

【0095】ところで、本実施形態によれば、位相エンコード方向を変えて収集したエコーデータの複数枚の画像から新規な合成画像を得ることができる。この合成画像は位相エンコード方向の変更制御に拠って、とくに、T₂緩和時間の短めな血流の描出能に優れている。

【0096】この理由は、前記図6で説明した位相エンコード方向の画素値の強調（ぼけ）の効果を積極的に利用し、この強調効果を得た画像を複数枚合成することにある。これを図10で模式的に説明する。同図に示すように、血管B1からその直交方向に枝分かれした血管B11があつて、例えば1回目のスキャン時の位相エンコード方向が血管B1の走行方向に略一致し、2回目のスキャン時の位相エンコード方向が枝分かれした血管B11に略一致しているとする。同図（a）に示すように、1回目のスキャンに拠る位相エンコード方向の信号値の広がりに拠って各画素が疑似的に伸びたものと等価になり、その位相エンコード方向と略一致している血管B1はぼけに因って強調され、反対に、これに直交する方向の血管B11はぼけてしまう。しかし、2回目のスキャンでは位相エンコード方向が90°変更されるので、今度は反対に同図（b）に示すように、一方の血管B1はぼけるが、もう一方の血管B11はぼけに因って強調される。

【0097】上述した実施形態では、同図（a）および（b）の再構成画像が画素毎に加算（合成）されるので、同図（c）に示す如く、両方の位相エンコード方向の血流B1、B11の画像が共に消失されずに残る。しかも、位相エンコード方向にぼけるとはいえ、加算処理の場合には、2枚の画像を画素毎に加算しているからアベレージング法の利点も享受でき、併せて血流の信号値を上げ、S/Nを向上させる。図10では直交する2方向についてのみ説明したが、血流B1が1回目の位相エンコード方向から多少ずれていても、また血流B11が2回目のそれから多少ずれていても、かかる利点を多少とも享受できる。したがって、縦横無尽に走行している肺血管などの血管に対し、その走行方向情報を殆ど欠落

させることなく、高いS/Nおよび実質部の高いコントラストで描出することができ、診断能の向上に寄与可能になる。

【0098】従来の位相エンコード方向が固定のアベレージング法の場合には、S/N比向上は見込めるものの、例えば図10（a）に示す方向に位相エンコード方向を設定したときには、血流B11が位相エンコード方向のぼけに因って目視で識別困難になるか、または、消失してしまうことがあった。また同図（b）に示す方向に位相エンコード方向を設定したときには、血流B1が同様の問題に直面していた。しかしながら、本実施形態によって、そのような状態を回避し、とくに、肺野や肝臓の血管などT₂時間が短めの血管についてその走行方向の情報量を低下させることなく描出することができるようになった。

【0099】さらに、上述した実施形態の場合、1回の息止め期間に2回全部のイメージングスキャンを終えるようしている。このため、肺などの周期的運動による体動アーチファクトの発生を抑制できるとともに、複数回にわたって息止め撮像をするときの患者の体自体の位置ずれに因る体動アーチファクトの発生も合わせて低減できる。これにより、アーチファクトのより少ない高品質のMR像を提供できる。

【0100】また、2回のスキャンの間にスピノ回復を待つ待機時間を設定しているから、2回目のスキャンもより的確に実行でき、高品質の画像を提供できる。

【0101】さらに、そのような待機時間を設定したとしても、多くの場合、1回目、2回目のスキャンは1.5秒程度、待機時間は4秒程度で済むので、息止めの期間は6秒ちょっとで済む程度である。したがって、患者の1回の息止めの継続時間は短くて済み、子供や高齢者にとっても、息止めに関する精神的、体力的負担が軽いという利点もある。

【0102】第2の実施形態

本発明の第2の実施形態を説明する。なお、この第2～第5の実施形態は、上述のECG-prepスキャンを通して最適化された遅延時間TDLを用いる心電同期イメージングスキャンのほかの例に関する。

【0103】前述した第1の実施形態のイメージングスキャンは、位相エンコード方向を変えて合計2回のスキャンを行うものであったが、本発明はこれに限定されるものではない。そこで、この第2の実施形態のMRI装置では、図11に示す如く、位相エンコード方向を変えて合計4回のイメージングスキャンを順次、所定待機時間毎に実施し、これにより45°ずつ位相エンコード方向が異なった4フレーム分のMR原データを得る。各回のイメージングスキャンは心電同期法としてのECGゲート法を採用し、その同期タイミングは、事前に実施されるECG-prepスキャンを通して最適化された遅延時間TDLで決められる。画像処理の一例としては、原

データをそれぞれのフレームで画像再構成し、4枚の再構成画像を合成処理（加算処理または最大値投影処理）を行う。これによっても、上述した実施形態のものと同等またはそれ以上に、位相エンコード方向のより細かい角度制御に拠って、血管の走行情報が豊富なMR画像を得ることができる。

【0104】 すなわち、加算（合成）する画像枚数n（すなわち位相エンコード方向の変更回数）は $n \geq 2$ であればよい。

【0105】第3の実施形態

第3の実施形態を図12～13を参照して説明する。この実施形態は3次元の心電同期イメージングスキャンに関する。

【0106】 この3次元の心電同期イメージングスキャンの場合、スライス方向を不变とした状態で、位相エンコード方向と読み出し方向をスキャン毎に交換しながら（インターリーブさせながら）、複数個のスライスエンコード量に応じた複数回のスキャンが実行される。具体的な一例として、図12に、ホスト計算機6およびシーケンサ5によって指令される心電同期イメージングスキャンのシーケンス（前述したECG-prepスキャンの後で実施される）の一例を示す。各スライスエンコード量に応じたスキャンでは、位相エンコード方向を変える手法のほか、ECGゲート法および息止め法が採用されている。心電同期タイミングは、事前に実施されるECG-prepスキャンを通して最適化された遅延時間TDLで決められる。例えば、図13(a), (b)に示す如く、腹部を3次元撮像する場合のボリューム領域のデータ収集は、RLsel, HFsel, RLse2, HFsese2, …, RLSen, HFsenの順序で各スライスエンコード量に応じたスキャンが2n回（nは2以上の整数）、例えば3D-FASE法で実施される。

【0107】 スキャンRLseまたはHFseは、ボリューム領域の3次元原データを提供するスライスエンコード傾斜磁場による各スライスエンコード量に対する心電同期のシングルスキャンを表す。しかし、スキャンRLseとスキャンHFseでは位相エンコード方向が異なる。スキャンRLseの場合、図13(b)の実線矢印X1で示すように、位相エンコード方向が患者の体の左右RL方向に設定される。これに対し、スキャンHFseの場合、同図の点線矢印X2で示すように、位相エンコード方向は患者の上下（頭部／脚部）HF方向に設定され、左右方向とは90度異なる。添字se1…senは、各スキャンに対するスライスエンコードの傾斜磁場量を表す。この例示シーケンスでは、同一のスライスエンコード量se1(…sen)について第1、第2の2回の心電同期スキャンが実施され、この1組のスキャンがスライスエンコード量を変えながら順次繰り返される。この3次元スキャンの場合、全体の撮像時間は比較的長くなるので、息止めは複数回に別けて実施される。

【0108】 画像再構成は、位相エンコード方向が左右RL方向に設定された3次元原データの1組で、また位相エンコード方向が上下HF方向に設定された3次元原データの別の1組で個別に実施される。両方の3次元の再構成データは画素毎に合成され、最終的な3次元のMRAデータとなる。

【0109】 この3次元撮像によっても、前述した実施形態のものと同等に、最適化された心電同期タイミングによる検出能の向上を初めとして、血流の方向性の確保などの作用効果を得ることができる。

【0110】第4の実施形態

本発明の第4の実施形態を図14～15を参照して説明する。この例はマルチスライス・イメージングスキャンに関する。

【0111】 図14は、ホスト計算機6およびシーケンサ5により指令される心電同期イメージングスキャンのシーケンスを例示している。このシーケンスでは、第3の実施形態と同様に、位相エンコード方向の制御、心電同期法としてのECGゲート法、および1回息止め法の各手法が採用されている。ECGゲート法による同期タイミングは、事前に実施されるECG-prepスキャンを通して最適化された遅延時間TDLで決められる。

【0112】 例えば、4枚のマルチスライスイメージングで腹部を撮像する場合、図15に示す如く、各スライスに対応したスキャンRL1, RL2, RL3, RL4, HF1, HF2, HF3, HF4, …の順序で例えば2次元FASE法に基づきデータ収集される。第3の実施形態と同様に、スキャンRLは位相エンコード方向が左右RL方向、スキャンHFはそれが上下HF方向であることを示し、各回のスキャンにより各スライスの2次元原データが生成される。互いに位相エンコード方向が90度異なる2フレームの再構成画像データが画素毎に合成され、各スライス面のMRA像データがつくれる。このため、高い血流方向の検出能が確保される。また、当然に、前述したECGゲート法や息止め法の効果もこのマルチスライスイメージングにおいて併せて発揮される。

【0113】 なお、このマルチスライスイメージングのスキャン順序は、RL1, HF1, RL2, HF2, …といった具合に任意の順に変更してもよい。

【0114】 なお、上述した各実施形態にあっては、イメージングスキャン時に位相エンコード方向を変えて複数回のスキャンを行うように設定していたが、本発明は必ずしもそのように位相エンコード方向を変える必要はない。予め定めた一定方向の位相エンコード方向のまま複数回のスキャンを行って複数組の画像データを生成し、その複数組の画像データをアベレージングして1組の画像データを得るように構成してもよい。

【0115】第5の実施形態

本発明の第5の実施形態を図16～18に基づき説明す

る。本実施形態は、複数種類の対象を撮像する場合に本発明を適用したものである。

【0116】前述の各実施形態は、ECG-prepスキャンにより最適設定するECGゲート法（心電同期法）の同期タイミング（遅延時間TDL）は1つの量、すなわち1つの固定同期タイミングであった。

【0117】撮像対象が1種類であるときは、この1つの同期タイミングでも間に合うが、撮像対象が図16に示す如く、患者の大動脈ARと肝臓門脈PVであるとすると、前者はほぼ体軸方向に沿って走行し、後者は体軸方向に直交する左右方向に沿って走行する部分が多い。つまり、撮像対象としての血管の種類が異なると、その走行方向も異なり、ECGゲート法における最適な同期タイミングも異なることが一般的と想定される。そこで、本実施形態のMR I装置は、ECGゲート法の同期タイミングの数を撮像対象の種類、すなわち血管や組織の走行方向の違いに応じて複数個、設定することを特徴とする。

【0118】具体的には、ホスト計算機6およびシーケンサ5は共働して図17に示すように、心電同期イメージングスキャンに先立って、合計2回のECG-prepスキャンを順次実行するようになっている。最初のECG-prepスキャン#1では、位相エンコード方向を例えば上下（体軸）HF方向に設定した状態で前述した図3、4に示すECG-prepスキャンが、一例として2次元FASE法により実行される。この第1回目のECG-prepスキャンにより、図16に示す例で言えば、大動脈ARの走行方向の情報収集が重視された状態で、複数時相のスキャンが前述の如く実行される。この結果、大動脈ARからのMR信号の強度が最大になる最適遅延時間TDL=α1が設定される。

【0119】第2回目のECG-prepスキャンでは、位相エンコード方向を例えば左右RL方向に設定した状態で前述した図3、4に示すECG-prepスキャンが同じく2次元FASE法により実行される。この第2回目のECG-prepスキャンにより、図16に示す例で言えば、門脈PVの走行方向の情報収集が重視された状態で、複数時相のスキャンが前述の如く実行される。この結果、門脈PVからのMR信号の強度が最大になる最適遅延時間TDL=α2が設定される。

【0120】その後、ホスト計算機6およびシーケンサ5は共働して、この2種類の遅延時間TDL=α1, α2を使い、3次元FASE法に基づく心電同期イメージングスキャンを実行する。このイメージングスキャンのシーケンス例を図18に示す。同図に示すように、1回目の1つ目のスライスエンコード量se1に対するスキャンのときには、門脈PVの走行方向に合わせた遅延時間TDL=α2に同期してスキャンされる。そして、これに呼応して、スキャンが位相エンコード方向=左右RL方向で且つスライスエンコード量se1の状態で3次元FASE

ASE法に基づき実行される。さらに、2回目の1つ目のスライスエンコード量se1に対するスキャンのときには、大動脈ARの走行方向に合わせた遅延時間TDL=α1に同期してスキャンされる。そして、これに呼応して、スキャンが位相エンコード方向=上下HF方向で且つスライスエンコード量se1の状態で3次元FASE法に基づき実行される。

【0121】以下、同様に、スライスエンコード量seを変えながら、遅延時間TDL=α2に基づく位相エンコード方向=左右RL方向の心電同期イメージングスキャンと、遅延時間TDL=α1に基づく位相エンコード方向=上下HF方向の心電同期イメージングスキャンとが交互に繰り返される。この一連のスキャンによって収集されたエコー信号は、第1の実施形態と同様に処理され、表示される。

【0122】このように、個別のECG-prepスキャンにより、ECGゲート法のための同期タイミング（遅延時間）が位相エンコード方向を2種類の撮像対象の走行方向に合わせて個別に設定され、この2つの量の同期タイミングそれぞれに基づき2種類の撮像対象（大動脈や門脈）の走行方向に合わせた位相エンコード方向で心電同期イメージングスキャンが行われ、MR画像が生成される。

【0123】このため、位相エンコード方向を2種類の撮像対象それぞれに合わせて撮像するときの前述した効果は勿論のこと、ECGゲート法の同期タイミング自体を、患者別に、撮像対象別に、かつ、使用するパルスシーケンス別に対応して設定している。したがって、例えば血流速度の如何を問わず、目的とする血管からの信号値が最も大きい状態での心電同期イメージングスキャンが行われるので、2種類の撮像対象が確実に捕捉される。つまり、全部の撮像対象の走行情報が十分に確保され、高描出能で、高いS/NのMR画像が提供される。

【0124】なお、上述の説明は撮像対象が大動脈と門脈の2種類である場合であったが、3種類以上の撮像対象であっても同様で、その種類数だけのECG-prepスキャンを実施して撮像対象別の同期タイミングを設定すればよい。また、この複数個の同期タイミングを使用する心電同期イメージングスキャンは、図18の3次元FASE法による3次元撮像に限定されることなく、図9に示した2次元FASE法によるシングルスライス撮像や、図14に示した2次元FASE法によるマルチスライス撮像であってもよい。さらに、それらの撮像に使用するパルスシーケンスもFASE法に限定されることなく、高速SE法であっても、またFE系のパルスシーケンスであってもよい。

【0125】第6の実施形態

本発明の第6の実施形態を図19～図23に基づき説明する。

【0126】この実施形態に係るMR I装置は、パルス

シーケンスとして心臓系の撮像に好適なセグメンテッド (segmented) FFE法(以下、segFFE法と呼ぶ)を採用したことを特徴とする。一例として、ECG-prepスキャンを2次元のsegFFE法で実施し、その後の心電同期イメージングスキャンを3次元のsegFFE法で実施する場合を説明する。このように、ECG-prepスキャンの次元を減らすことで、心電同期タイミングの測定時間を短縮させることができる。

【0127】このsegFFE法を採用したシーケンスの具体例を図19～21に示す。図19にはECG-prepスキャンの概要を、図20にはECG-prepスキャンの2次元segFFE法に依るパルスシーケンスの一例をそれぞれ示す一方で、図21には心電同期イメージングスキャンの概要を、図22には心電同期イメージングスキャンの3次元segFFE法に基づくパルスシーケンスの一例をそれぞれ示す。このECG-prepスキャンおよびイメージングスキャンには図示していないが、息止め法が併用される。

【0128】ECG-prepスキャンは「シングルスライス・マルチフェーズ」と呼ばれる方式を採用している。ホスト計算機6はシーケンサ5に対してこの方式に基づく2次元segFFE法のパルスシーケンスを指令する。

【0129】この「シングルスライス・マルチフェーズ」方式によれば、スライス用傾斜磁場GSおよびRF周波数で決まるシングルスライスに対して複数の時相のエコーデータを一度に収集することができる。このため、そのスライスに撮像目的の血管が入るようにそのスライス厚さが決められる。

【0130】これを具体的に説明すると、セグメントと呼ぶ一塊の連続データが得られるECG信号のR-R波間ににおいて、R波ピーク値の出現時刻から遅延時間TDL=α1が経過した時刻から、図19、20のセグメント1のフェーズ1で示す如く、複数組のRF励起およびFE法によるエコー収集が繰り返される(ここでは4個のエコー信号収集)。これにより収集された複数個(ここでは4個)のエコー信号は受信処理を経て、演算ユニット10に送られる。演算ユニット10には、位相エンコード方向を複数個(ここでは4個)に分割してk空間が複数個(ここでは5個)形成されており、フェーズ1で収集された複数個のエコー信号はその位相エンコード量に応じて最初のk空間KS1の各分割領域の最初のラインに配置される(図19参照)。

【0131】さらに、R波ピーク値の出現時刻から遅延時間TDL=α2(>α1)が経過した時刻から、セグメント1のフェーズ2で示す如く、複数組のRF励起およびFE法によるエコー収集が繰り返される。この結果得られたエコー信号は、次のk空間KS2の各分割領域の最初のラインに配置される。遅延時間TDL=α3(>α

2), α4(>α3), α5(>α4)のそれぞれについても同様にして4個のエコー信号が収集され、3番目、4番目、および5番目のk空間KS3, KS4、およびKS5の各分割領域の最初のラインに配置される。この結果、5個のk空間それぞれの各分割領域の最初のラインにエコーデータが配置される。

【0132】次いで、次のR-R波間であるセグメント2に対しても同様のエコー収集および配置が実行される。ただし、このときの収集データは各k空間の各分割領域の次のラインに配置される。以下、同様にセグメント3、4、および5について実行される。

【0133】したがって、このECG-prepスキャンが終了すると、5個のk空間全部のデータ配置が完了している。演算ユニット10はこれら5個のk空間のデータを2次元フーリエ変換して、5枚の実空間画像を再構成する。つまり、遅延時間TDL=α1, α2, α3, α4, α5の時相の準備用画像を1回のスキャンで一度に得ることができる。そこで、オペレータは、この5枚の準備用画像を例えば目視観察して、撮像部位が最も明瞭に表示されている画像、すなわち最適な遅延時間TDLの値を特定する。

【0134】次いで、適宜なタイミングで、ホスト計算機6はシーケンサ5に対して3次元segFFE法の心電同期イメージングスキャンを図21、22に示す如く指令する。このイメージングスキャンで用いられている最適遅延時間TDL=αmは、上述のECG-prepスキャンで設定された値である。

【0135】このイメージングスキャンの各セグメントに対するパルス列は、最初に印加するMT(magnetization transfer)効果を与えるMTパルスPmtと、その次に印加する脂肪抑制用の化学選択パルスPchessと、その次に各傾斜磁場方向に印加するディフェーズ用のスピイラパルスSPs, SPR, SPEとを準備用パルス列として含む。この準備用パルス列の後には、フィールドエコーを収集するためのデータ収集パルス列Pacqを配置してある。このイメージングスキャンは3次元スキャンであるので、位相エンコード用傾斜磁場GE1の他に、スライス用傾斜磁場GE2が印加される。

【0136】このセグメント化された複数個のエコー信号は、そのスライスエンコード量および位相エンコード量に応じて演算ユニット10の3次元k空間に配置される。この配置データはその後、3次元フーリエ変換により実空間データに再構成され、さらに例えばMIP処理により2次元画像に変換される。

【0137】このように本実施形態によれば、前述した実施形態のように位相エンコード方向を空間的に変えて複数回スキャンするスキャン法を採用していないが、segFFE法を用いて心臓系を確実に撮像することができる。とくに、このときの心電同期タイミングを事前に最適化しているので、心臓系の速い血流をも確実に捕捉

することができる。

【0138】この心電同期タイミングは上述のように「シングルスライス・マルチフェーズ」方式で測定されるので、1回のECG-prepスキャンで複数の時相の画像を一度に得ることができる。つまり、複数回のECG-prepスキャンを行う必要がなく、全体の撮像時間を短縮でき、患者スループットを向上させる。

【0139】なお、このsegFFE法を用いたECG-prepスキャンは上述の「シングルスライス・マルチフェーズ」方式に限定されるものではなく、例えば、図23に示す如く、「マルチスライス・シングルフェーズ」方式を簡便的な手法として採用することもできる（ここでのシングルフェーズは各スライスに1つのフェーズを意味する）。同図に示す如く、各セグメントにおけるスライス1の複数個のエコー信号を集めて1枚のスライス#1のk空間KS1を埋める。また、各セグメントのスライス2の複数個のエコー信号を集めて別の1枚のスライス#2のk空間KS2を埋める。同様に、各セグメントのスライス3, 4, 5の複数個のエコー信号をそれぞれ集めて別の1枚のスライス#3, #4, #5のk空間KS3, KS4, KS5をそれぞれ埋める。これにより、遅延時間TDL = α1, α2, α3, α4, α5で決まる、収集時相が相互に異なる複数枚のスライス#1～#5の画像が1回のsegFFE法のスキャンで得られる。

【0140】この複数枚のスライス#1～#5は互いに近接しているので、撮像部位の心電同期タイミングと共にほぼ正確に反映した1枚のスライス（画像）であると見做しても差支えない場合も多い。このような場合、この複数枚の画像を1枚の画像として扱い、これらの画像から最適な遅延時間を設定すればよい。とくに、この簡便な「マルチスライス・シングルフェーズ」方式を使用できる場合、SAR（RF被爆）の点で「シングルスライス・マルチフェーズ」方式よりも有利である。

【0141】なお、このsegFFE法と同様の手法をEPI法にも適用できる。つまり、ECG-prepスキャンは2次元のEPI法で実施し、これにより最適化した遅延時間を用いて3次元のEPI法に基づくイメージングスキャンを実行するものである。

【0142】第7の実施形態

本発明の第7の実施形態を図24～図26に基づき説明する。

【0143】この実施形態のMRI装置は、ECG-prepスキャンにより得られた複数時相の画像データからの最適遅延時間の選択処理およびその遅延時間のイメージングスキャンへの反映処理を省力化することに特徴を有する。

【0144】この特徴を達成するため、ホスト計算機6は図24に示す一連の処理を行う。前述した各実施形態のように、ECG-prepスキャンにより複数時相

（遅延時間）の準備用画像が得られると、ホスト計算機6は図24の処理に移行し、その複数の準備用画像IM1～IM5を図25に示す如く表示する（ステップS41）。この準備用画像IM1～IM5のそれぞれには遅延時間TDLの値も重畠表示される（ステップS42）。

【0145】この表示が済むと、ホスト計算機6はラインROIを図25に示す如く、準備用画像IM1～IM5の初期位置に重畠表示する（ステップS43）。次いで、入力器13からの入力信号を読み込み、オペレータの指定に応じてROI位置を調整し、ROI位置がそれでOKか否かを判定する（ステップS44, S45）。これにより、オペレータとの間で対話的にオペレータが望む例えは血管上の位置にラインROIが設定される。

【0146】このROI設定が終わると、ホスト計算機6は各準備用画像IM上の指定ライン位置の画素について信号強度分布DSを演算し、その分布DSを各画像上に重畠表示する（ステップS46, S47）。この表示の一例を図26に示す。

【0147】ホスト計算機6は信号強度（画素値）分布の例えは最高値を呈する画像（分布）を特定する（ステップS48）。この「最高値」は、ROI位置の信号強度が最も大きい画像（分布）を特定するための1つの指標であり、これ以外の指標を用いてもよい。なお、ラインROIの代わりに矩形状のROIを用い、信号強度分布の代わりにヒストグラムを用いてもよい。

【0148】次いで、ホスト計算機6は特定された準備用画像、すなわちその画像の時相（遅延時間）TDLを最適な心電同期タイミングとして確定し、その値を内部メモリに記憶する（ステップS49）。この記憶された遅延時間TDLは、イメージングスキャン時にそのメモリから自動的に読み出される。すなわち、前述した図7のステップS20の処理に対応するステップS50の処理において、手動により指定されるのではなく、既に記憶していた最適遅延時間TDLが自動的に読み出される。

【0149】これにより、ECG-prepスキャンを撮像時間の短い2次元スキャンのFASE法、EPI法、segFFE法で行い、最適な心電同期タイミングをオペレータとの間でインテラクティブに確定し、その心電同期タイミングをイメージングスキャンに自動的に反映させることができる。

【0150】したがって、オペレータがECG-prepスキャンで得た複数の準備用画像を判定するときの労力を軽減し、また判定誤差を減らして、より正確な心電同期タイミングを求めることができる。これにより、心電同期イメージングスキャンにおける血流の捕捉能力を高めることができる。また、ECG-prepスキャンに基づく心電同期タイミングの決定結果を自動的に心電同期イメージングスキャンに反映させるので、この点からも操作上の労力が著しく軽減される。

【0151】なお、上記実施形態では複数枚の準備用画

像の内の最も適切と思われる画像を信号強度分布などの演算結果から選択的に決め、その画像に割り当てられている遅延時間TDLを適切な同期タイミングとして決するように構成したが、本発明にかかる同期タイミングの決定方法はこれに限定されるものではない。要するに、複数枚の準備用画像のデータを利用して適切を思われる同期タイミングを選択または決定するものであればよい。

【0152】例えば、上述の実施形態で複数枚の準備用画像から2枚以上の準備用画像を適切に選択し、これらの選択画像に割り当てられている複数の遅延時間値からカーブフィッティング法などの周知の手法に基づき、最適な遅延時間を更に演算して求めるようにしてもよい。

【0153】例えば、準備用画像を表示することなく、信号強度分布やヒストグラムなどを画像データから自動的に演算し、その演算結果を所定のアルゴリズムで自動的に判定し、その判定結果から同期タイミングを自動的に決めるようにしてもよい。この同期タイミングは前述したように自動的にECGゲートのイメージングスキャンに反映させることで、ECG-prepスキャンとイメージングスキャンの間で同期タイミング設定に関するオペレータの手間を全く不要にすることができる。

【0154】ところで、上述した各実施形態およびその変形例では、MR angiography (MRA) を目的としていたが、撮像対象は血管のみに限定されず、繊維状に走行する組織等、任意の対象のものであってよい。とくに、T₂ 時間が短めなものであれば、本発明に係るECG-prepスキャンおよびその後のイメージングスキャンを好適に実施できる。

【0155】

【発明の効果】以上説明したように、本発明のMRI装置およびMR撮像方法によれば、心電同期法を併用して撮像する場合、1回のRF励起(1ショット)に伴う撮像時間の長短に関わらず、複数心拍それぞれに対する準備用MRスキャンの実行を通して、心電同期法の同期タイミング(時相)が予め適切に決定される。このため、イメージング用スキャンとして心電同期スキャンを行うときの同期タイミングが診断部位を流れる血流などの撮像対象にとって適切な状態となり、撮像対象から発生するエコー信号の強度が最も高くなる。この結果、いわゆるフローボイド現象などに因ってエコー信号の強度が相対的に低下または殆ど零となる状態を確実に回避でき、撮像対象自体の描出およびその方向性の情報量を向上させた視認性の良い高描出能のMR像を安定して提供することができる。

【0156】とくに、例えばT₂時間がT₂=100~200msと短めの血液を撮像するときに、その効果が著しく発揮される。同時に、準備用スキャンに息止め法を併用することで、体動アーチファクトの少ない、高品質のMR画像を準備でき、これにより心電同期の同期タイミングの設定精度を更に向上させることができる。

【0157】また、本発明によれば、心電同期タイミングの適切化を図る際、少なくとも準備用MRスキャンにおいて、その位相エンコード方向を撮像対象の走行方向に合わせるため、例えば横緩和時間が短めの組織や血流の走行方向をも確実に描出でき、その走行情報を豊富に提供することができる。

【0158】さらに、本発明によれば、心電同期タイミングの適切化の操作をオペレータとのインターラクティブな操作や自動演算により極力、省力化および自動化する一方で、確定した最適な心電同期タイミングをイメージング用MRスキャンに自動的に反映するようにしているので、オペレータの操作上の手間や負荷を軽減でき、さらに患者スループット向上にも寄与できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係るMRI装置の構成の一例を示す機能ブロック図。

【図2】実施形態におけるECG-prepスキャンと心電同期イメージングスキャンの時間の前後関係を説明する図。

【図3】コントローラが実行するECG-prepスキャンの手順を例示する概略フローチャート。

【図4】ECG-prepスキャンの一例を示すタイミングチャート。

【図5】ECG-prepスキャンにより得られた、遅延時間をダイナミックに変化させたときの肺野のMRA像を模式的に写生した図。

【図6】位相エンコード方向の信号値の広がりを説明する図。

【図7】実施形態にてホスト計算機が実行するイメージングスキャンの処理例を示す概略フローチャート。

【図8】同実施形態にてシーケンサが実行するスキャン制御の処理例を示す概略フローチャート。

【図9】同実施形態におけるイメージングスキャンのスキャン順と画像合成の関係を模式的に説明する図。

【図10】単独スキャン時の異なる位相エンコード方向における見掛け上の信号値の広がりを反映した画素列と画像合成時のそれを例示する模式図。

【図11】本発明の第2の実施形態に係るイメージングスキャンのスキャン順と画像合成の関係を模式的に説明する図。

【図12】本発明の第3の実施形態に係る3次元イメージングスキャンのスキャン順と画像合成の関係を模式的に説明する図。

【図13】3次元スキャンに係るボリューム領域と傾斜磁場方向の設定の関係を説明する図。

【図14】本発明の第4の実施形態に係るマルチスライス・スキャンのスキャン順と画像合成の関係を模式的に説明する図。

【図15】マルチスライス・スキャンに係るスライス面の位置関係を説明する図。

【図16】本発明の第5の実施形態に係るECG-prepスキャンの撮像対象別の位相エンコード方向の設定を説明する図。

【図17】2段階のECG-prepスキャンの時間関係を説明する図。

【図18】2つの値の同期タイミングを用いた心電同期イメージングスキャンを説明する部分的タイムチャート。

【図19】本発明の第6の実施形態に係るECG-prepスキャンのseg.FFE法のシーケンス、収集時相、およびエコーデータ配置の関係を説明する図。

【図20】2次元seg.FFE法のパルス列の一例を説明するシーケンス。

【図21】第6の実施形態に係るイメージングスキャンのseg.FFE法のシーケンス、収集時相、およびエコーデータ配置の関係を説明する図。

【図22】3次元seg.FFE法のパルス列の一例を説明するシーケンス。

【図23】第6の実施形態の変形例に係るECG-prepスキャンのseg.FFE法のシーケンス、収集時相、およびエコーデータ配置の関係を説明する図。

【図24】本発明の第7の実施形態に係る最適同期タイミングの確定の自動化処理を示す概略フローチャート。

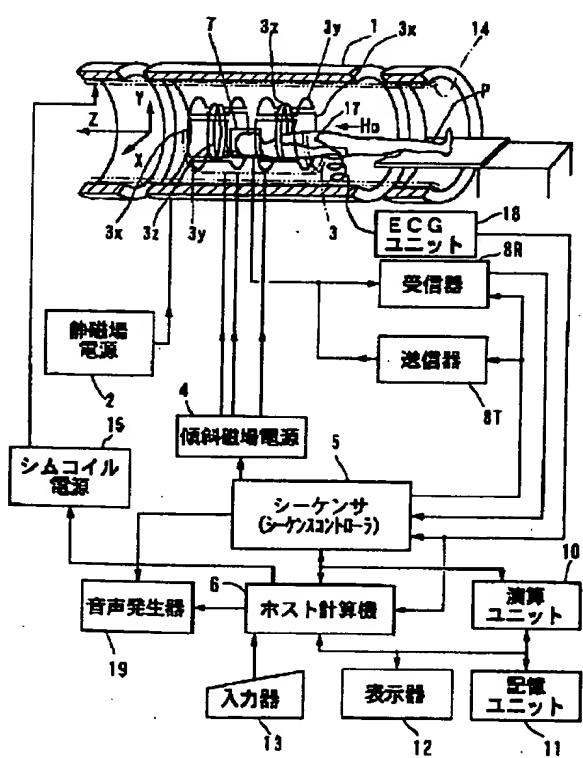
【図25】最適同期タイミングの確定処理の一過程を示す準備用画像の表示状態図。

【図26】最適同期タイミングの確定処理の別の過程を示す準備用画像の表示状態図。

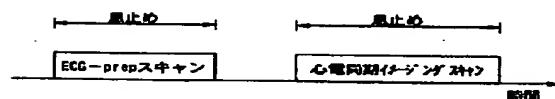
【符号の説明】

- 1 磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイルユニット
- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 コントローラ
- 7 RFコイル
- 8 T 送信器
- 8 R 受信器
- 10 演算ユニット
- 11 記憶ユニット
- 12 表示器
- 13 入力器
- 16 音声発生器
- 17 ECGセンサ
- 18 ECGユニット
- 19 音声発生器

【図1】



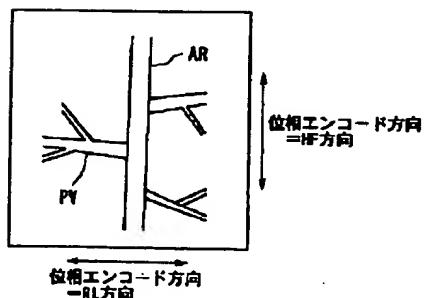
【図2】



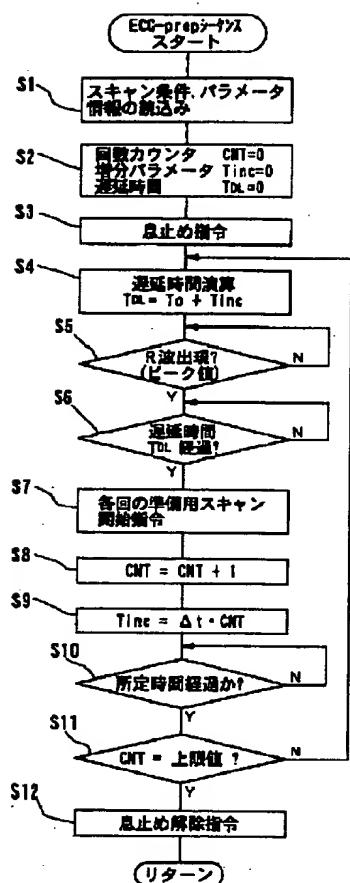
【図15】



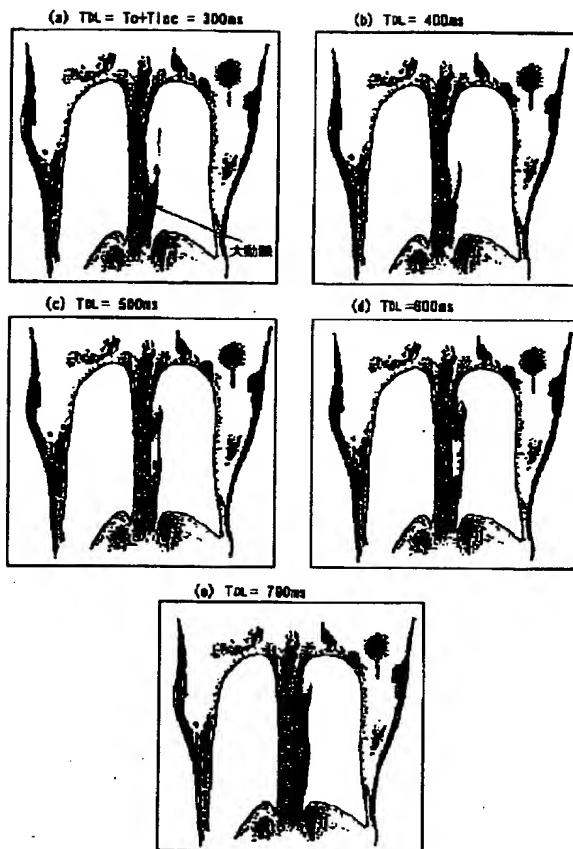
【図16】



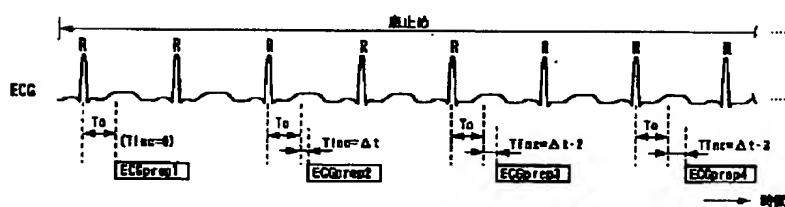
【図3】



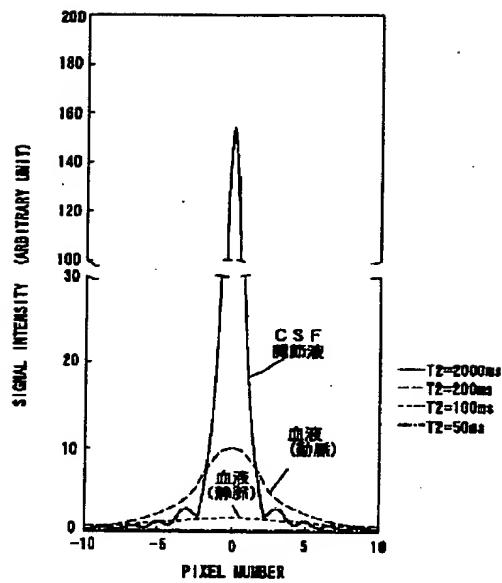
【図5】



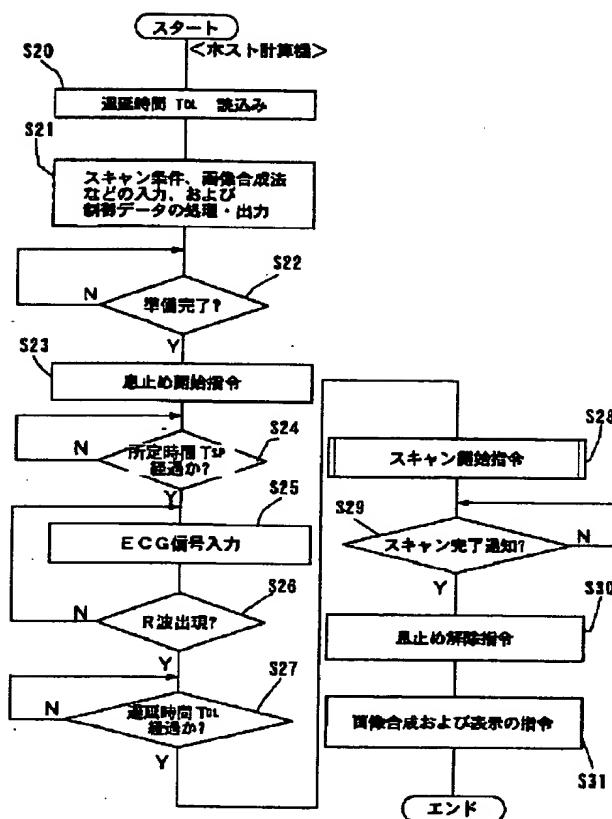
【図4】



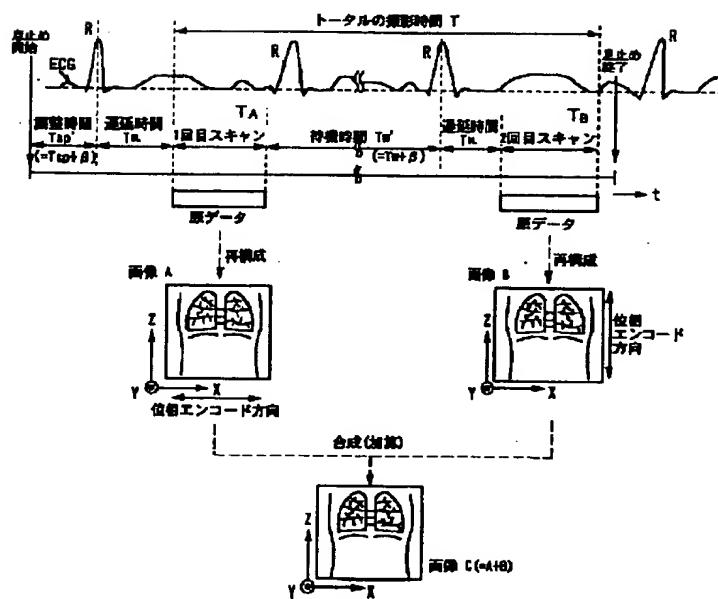
【図6】



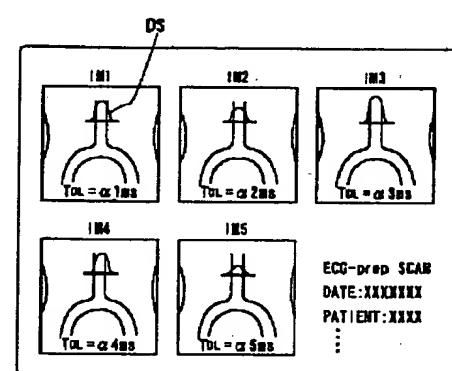
【図7】



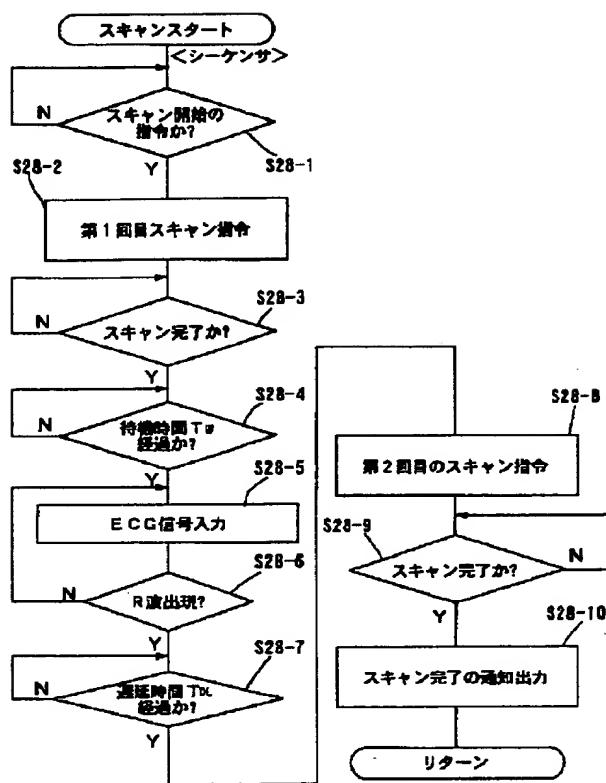
【図9】



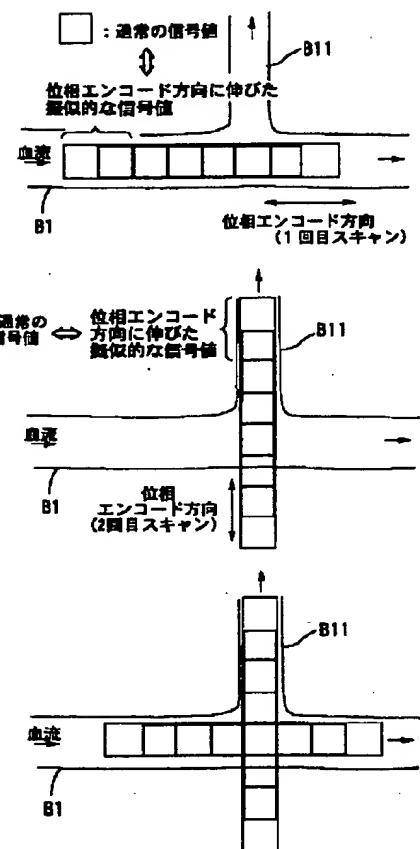
【図26】



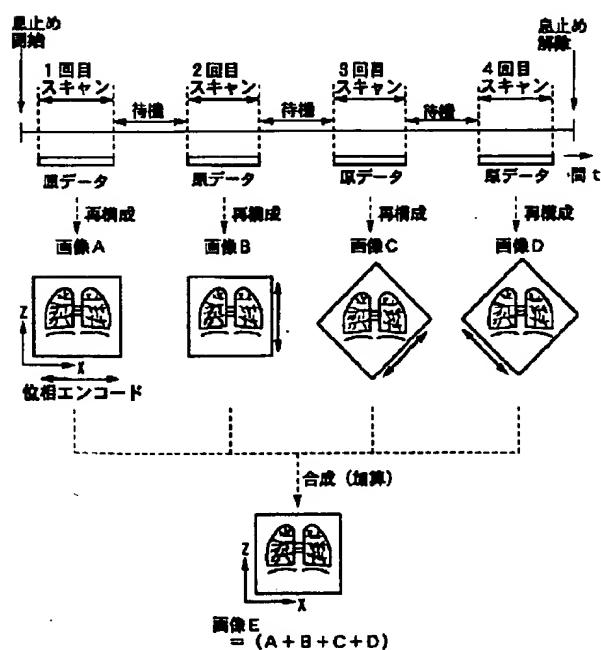
【図8】



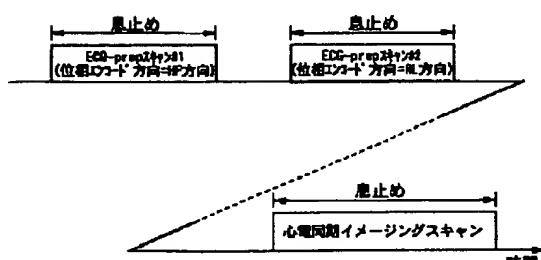
【図10】



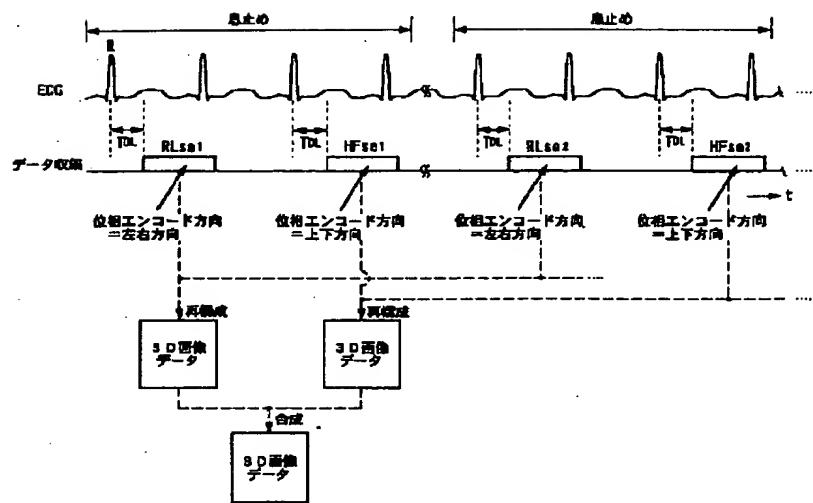
【図11】



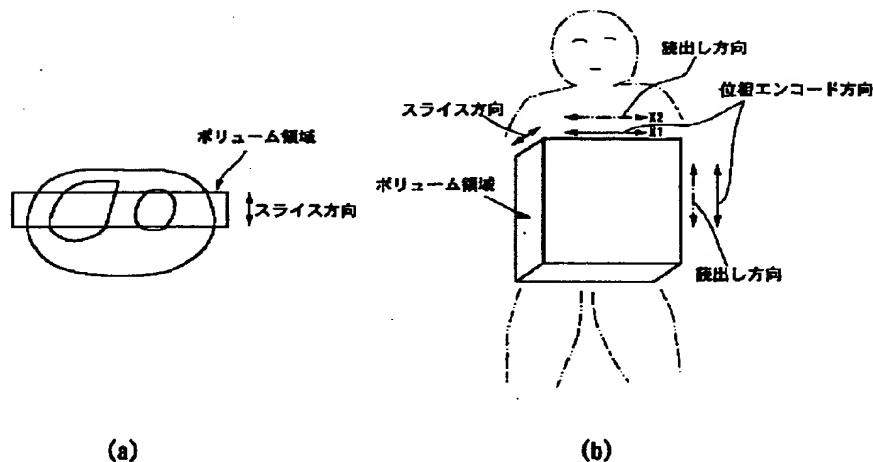
【図17】



【図 12】



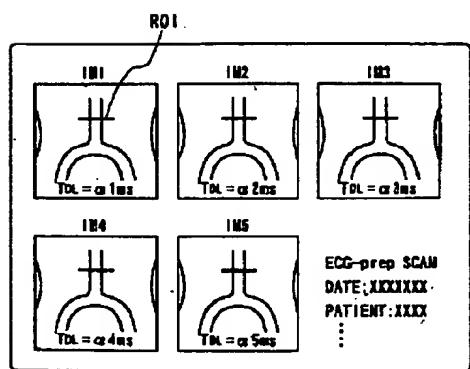
【図 13】



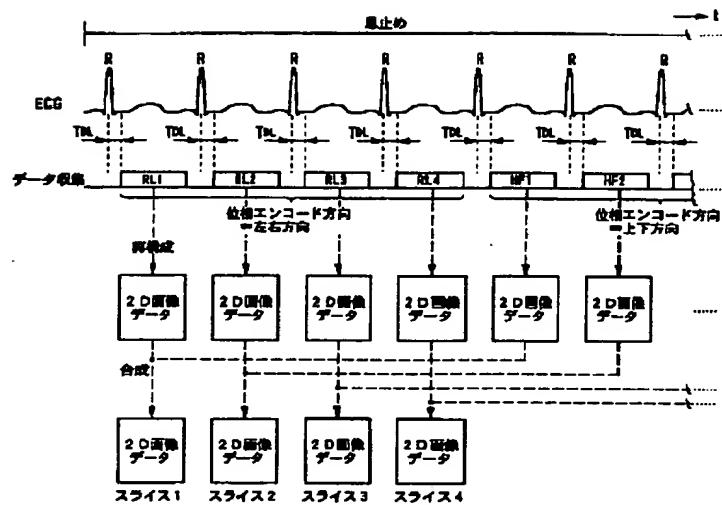
(a)

(b)

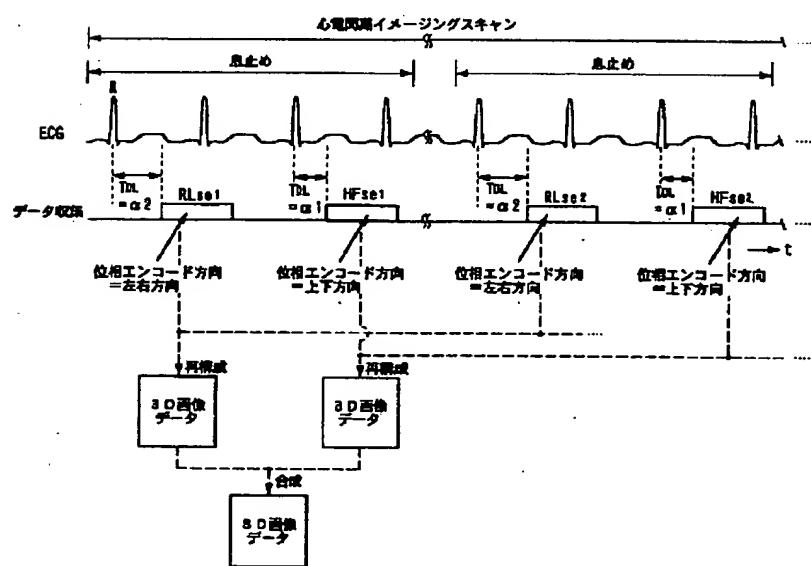
【図 25】



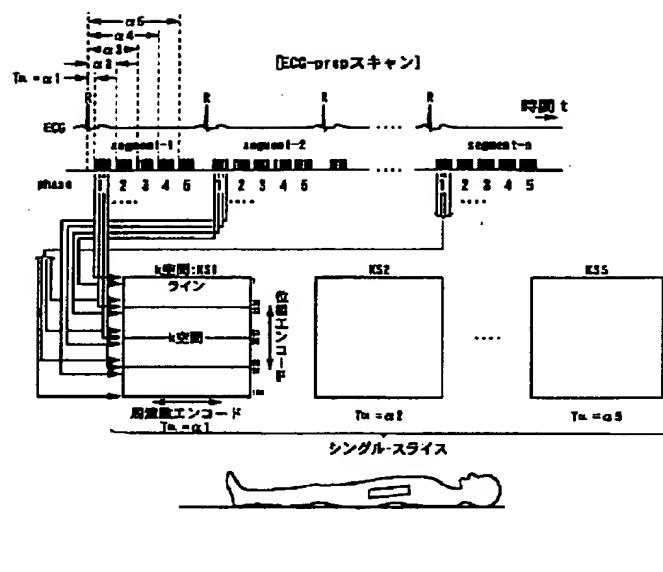
【図 14】



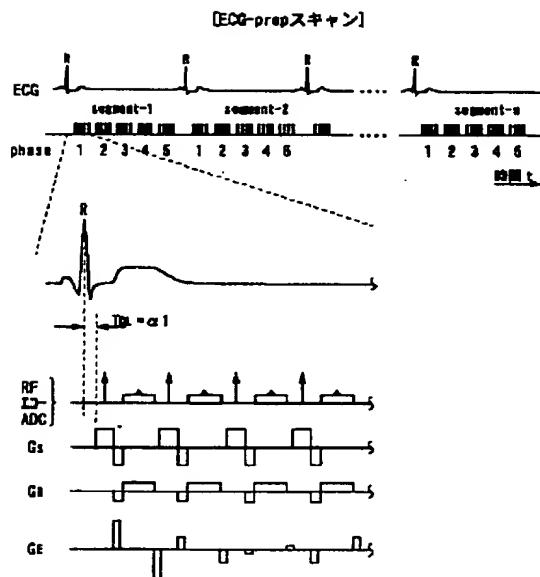
【図 18】



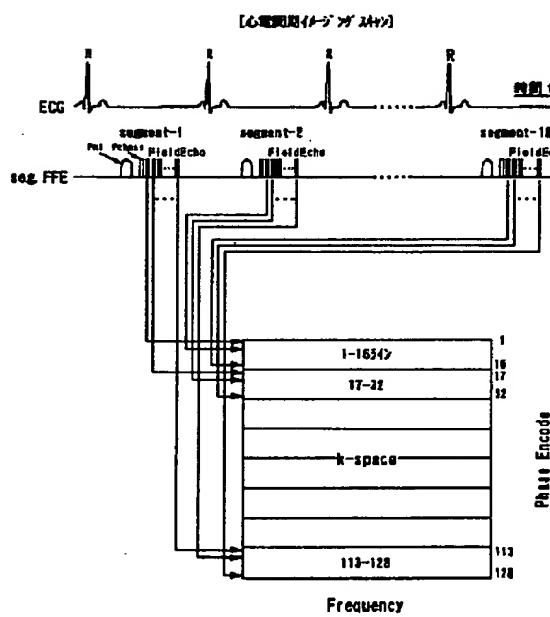
【図19】



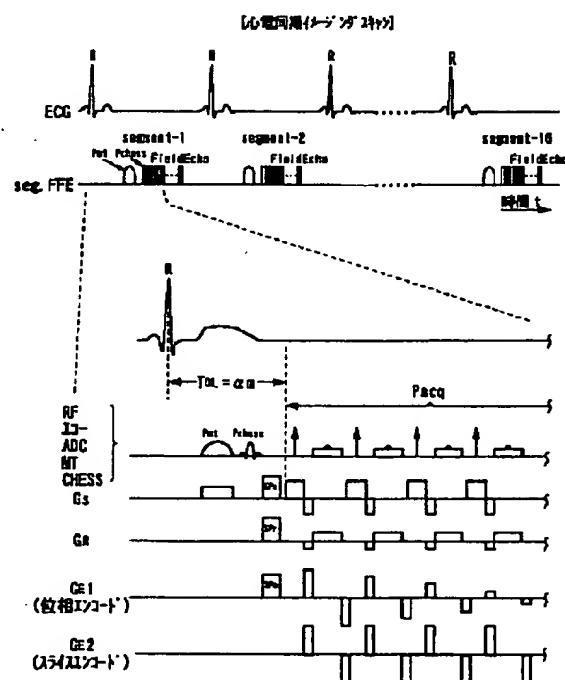
【図20】



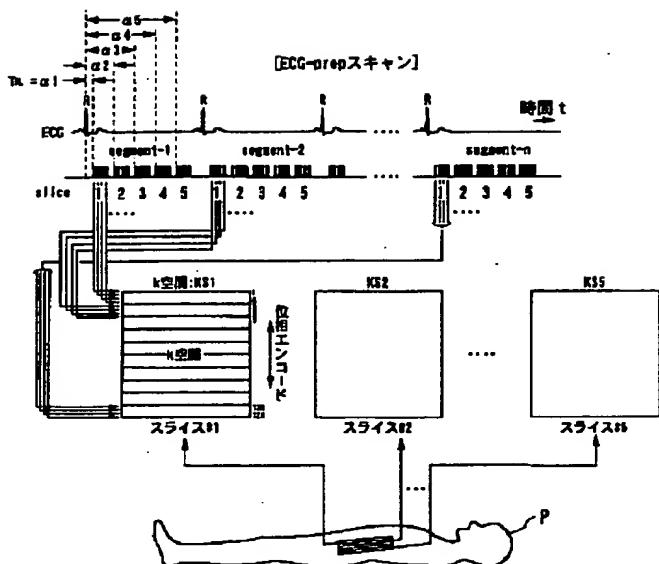
【図21】



【図22】



【図 23】



【図 24】

